

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2013

Nikol Malinová

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Laboratorní úloha pro měření srdečního výdeje
Measuring of Cardiac Output – Laboratory Task

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Nikol Malinová**
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**
Téma: **Laboratorní úloha pro měření srdečního výdeje
Measuring of Cardiac Output - Laboratory Task**

Zásady pro vypracování:

1. Analýza metod pro stanovení srdečního výdeje.
2. Návrh a realizace měřicího řetězce pro stanovení srdečního výdeje s přenosem dat do PC.
3. Návrh a realizace softwaru pro vizualizaci měřených dat.
5. Vytvoření laboratorní úlohy dle šablon a standardů BME VŠB – TUO v českém a anglickém jazyce.
6. Provedení testů.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ a Petr TIEFENBACH. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava : VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie*. 1.vyd. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2007. 155 s. ISBN 978-80-248-1605-0.
- [3] ČERNÝ, Martin a Marek PENHAKER. *Biotelemetrie: laboratorní úlohy*. 1.vyd. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2007. 70 s. ISBN 978- 80-248-1606-7.
- [4] NAVRÁTIL, Leoš, Jozef ROSINA et al. *Medicínská biofyzika*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [5] ROZMAN, Jiří et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1.vyd. Praha: Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [6] BUERK, Donald G. *Biosensors : theory and applications*. Lancaster [Penn.]: Technomic Pub. Co., c1993. x, 221 s. ISBN 0-87762-975-7.
- [7] RITTER, Arthur B., Stanley S. REISMAN a Bozena B. MICHNIAK. *Biomedical Engineering Principles*. Boca Raton: Taylor, 2005. xii, 665 s. ISBN 978-0-8247-9616-7.
- [8] ENDERLE, John D., Joseph D. BRONZINO a Susan M BLANCHARD. *Introduction to Biomedical Engineering*. 2nd ed. Boston: Elsevier Academic Press, c2005. xxi, 1118 s. ISBN 978-0-12-238662-6.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Augustýnek**

Datum zadání: **16.11.2012**

Datum odevzdání: **07.05.2013**

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

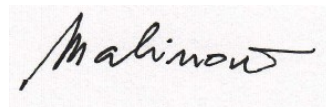


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne 7. května 2013

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Malinová', written on a light-colored rectangular background.

Nikol Malinová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Martinu Augustynkovi za odbornou pomoc, rady při zpracování práce a zajištění prostředků. Dále také děkuji Ing. Michalu Voždovi za cenné rady, vstřícný přístup a pomoc při praktickém vypracování. A mé rodině za podporu v celé délce studia.

Abstrakt

Tato práce se zabývá návrhem laboratorní úlohy pro měření srdečního objemu termodiluční metodou. Oběh krve je v úloze simulován průtokem vody v měřicím řetězci poháněném čerpadlem. Měření je prováděno Swanovým-Ganzovým katétreem používaným ve zdravotnické praxi. Je zde navržen i program pro výpočet minutového srdečního objemu, který je důležitým ukazatelem stavu kardiovaskulárního systému.

Klíčová slova

Srdeční objem, termodiluční metoda, Swanův-Ganzův katétr, můstková metoda, Wheatstoneův můstek, měření teploty, termistor.

Abstract

This work describes the concept of laboratory process based on cardiac volume measuring using thermodilution method. The blood circulation is in the process simulated by water flow in the measuring chain driven by pump. Measuring is performed by Swan-Ganz catheter used in medical practice. There is also a programme designed to calculate cardiac volume, which is an important indicator of the cardiovascular system state.

Key words

Cardiac volume (output), thermodilution method, Swan – Ganz cathether, bridge method, Wheatstone bridge, measurement temperature, thermistor.

Seznam použitých symbolů a zkratek

CO	cardiac output (srdeční výdej)
MV	minute volume (minutový objem)
SV	stroke volume (tepový objem)
HR	heart rate (srdeční frekvence)
SW	software
HW	hardware
DPS	deska plošných spojů
t	Celsiova teplota
T	termodynamická teplota
l/min/m ²	jednotka srdečního indexu (litry za minutu vztaženy na 1 metr čtvereční)
l/min	jednotka srdečního objemu (litry za minutu)

Obsah

Úvod	10
1 Měření srdečního výdeje	11
1.1 Význam znalosti velikosti srdečního výdeje	11
1.2 Parametry ovlivňující velikosti srdečního výdeje	12
2 Srdce	13
2.1 Srdeční výdej	14
2.2 Srdeční index	14
2.3 Tepový objem	14
2.4 Tepový index	15
3 Techniky měření srdečního výdeje	16
3.1 Transezofageální echokardiografie	16
3.2 Dopplerovská aortální sonografie	16
3.3 Hrudní elektrická bioimpedance, celotělová impedanční kardiografie	17
3.4 Diferenciální nepřímá Fickova metoda částečným zpětným vdechováním CO ₂	17
3.5 Analýza pulzové křivky (Pulse Contour Cardiac Output)	17
3.6 Fickova metoda	17
3.7 Barevná indikátorová diluce	18
3.8 Termodiluční technika měření srdečního výdeje plicnicovým katétrem	19
3.8.1 Princip měření	20
3.8.2 Technika měření	22
3.8.3 Technické aspekty ovlivňující přesnost měření	22
3.8.4 Limitace techniky, nejčastější chyby při měření	24
3.8.5 Přesnost a spolehlivost termodilučního měření srdečního výdeje plicnicovým katétrem	25
4 Návrh hardwarové části pro měření srdečního výdeje	26
4.1 Čerpadlo	26
4.2 Průtokový systém	27
4.3 Katétr	28
4.4 Termistor v katéttru	29
4.5 Wheatstoneův můstek	31
4.5.1 REF200	33
4.5.2 INA126	33
4.6 NI ELVIS II	34
5 Návrh softwarové části pro měření srdečního výdeje	35
5.1 Vývojový diagram	35

5.2	Výběr měřicího kanálu	35
5.3	Popis aplikace	36
5.3.1	Čelní obrazovka	37
5.3.2	Jednotlivé části kódu aplikace.....	38
6	Testování	41
6.1	Určení průtoku I.....	41
6.2	Určení průtoku II.....	42
6.3	Určení průtoku III	44
	Závěr.....	46
	Literatura.....	47
PŘÍLOHY		

Úvod

Nejdůležitějším parametrem srdeční činnosti z hlediska potřeb organismu je srdeční výdej, nebo-li minutový objem. Srdeční výdej je významným hemodynamickým ukazatelem stavu kardiovaskulárního systému člověka. Měření srdečního výdeje se uplatňuje především u monitorování kriticky nemocných pacientů.

Pro měření srdečního výdeje existuje několik technik, některé z nich jsou uvedeny a popsány v této práci. Nejpřesnější a nejpoužívanější technikou v praxi je tzv. termodiluční metoda, která využívá měření změn teplot v čase v místě vstříknutí sledované látky. Jako indikátorová látka se nejčastěji používá chladný roztok. Tato metoda doznala širokého uplatnění až po zavedení plicnicového katétru do zdravotnické praxe. Plicnicový katétr je nazýván po jeho vynálezci jako Swanův-Ganzův katétr.

Cílem práce je přiblížit termodiluční techniku studentům oborů biomedicínské techniky a inženýrství. V práci je navrhnut systém simulace krevního oběhu se zařazením katétru pro měření změn teplot. Studenti mohou měnit průtok vody systémem nastavením čerpadla a také ventilem umístěným v řetězci, tím docílí změn simulovaného srdečního výdeje. Výsledky měření jsou zobrazovány v software navrhnutém v prostředí Labview.

1 Měření srdečního výdeje

Srdeční výdej je objemový průtok krve, kterým srdce zásobuje krevní oběh. Standardně se udává v litrech za minutu, proto se nazývá také minutovým srdečním výdejem nebo zkráceně minutovým výdejem. Označuje se zkratkou CO (z anglického cardiac output) nebo MV (z anglického minute volume). Jde o velmi důležitý hemodynamický parametr, umožňující stanovit mimo jiné tepový objem a systémový a plicní cévní odpor. [2]

Minutový srdeční výdej představuje množství krve vypuzené levou (resp. pravou) komorou během jedné minuty do velkého (resp. malého) oběhu. Minutový srdeční výdej pravé komory a levé komory se považuje za identický, i když je ve skutečnosti minutový srdeční výdej levé komory vyšší minimálně o 0,9 – 1,4 %, což je vyvoláno bronchiální cirkulací. Normální hodnoty se pohybují mezi 4,0 – 8,0 l/min. [3]

Srdeční výdej je podle definice dán součinem množství krve vypuzené srdcem během jednoho srdečního cyklu tj. tepového objemu (stroke volume – SV) a počtem cyklů za jednu minutu tj. tepovou frekvencí (heart rate – HR). [4]

Měření srdečního výdeje se v posledních dvaceti letech stalo významnou součástí péče o nemocné v kritickém stavu. Srdeční výdej je pravděpodobně nejvýznamnější z globálních hemodynamických parametrů, jeho znalost slouží k celkovému posouzení kardiovaskulárního systému a je nezbytná ke stanovení velikosti tepového objemu, dodávky kyslíku tkáním, systémové i plicní vaskulární rezistence. Obecně platí, že pokles srdečního výdeje na polovinu normální hodnoty může být život ohrožující. Pokles srdečního indexu, který představuje minutový srdeční výdej přepočtený na 1 m² tělesného povrchu vyšetřovaného, na hodnoty nižší než 1,0 l/min/m² není slučitelný se životem. U kriticky nemocných, kteří jsou často charakterizováni hypermetabolismem, může být již pokles srdečního indexu na hodnoty 2-3 l/min/m² život ohrožující. Přes výše uvedené je zřejmé, že izolovaná interpretace jednoho hemodynamického parametru může být zavádějící, a proto je nutné interpretovat údaje získané měřením srdečního výdeje vždy ve vztahu k ostatním hemodynamickým parametrům. [4]

K dispozici je celá řada technik umožňujících měřit velikost srdečního výdeje, některé ve stadiu širokého klinického využití, jiné ve stadiu klinického výzkumu. Pro všechny tyto techniky platí, že pro jejich správné klinické použití je nezbytné, kromě porozumění principu a limitů metody, také získání dostatečné praxe při provádění měření srdečního výdeje. [4]

1.1 Význam znalosti velikosti srdečního výdeje

Patofyziologický aspekt – společně se saturací hemoglobinu arteriální krve kyslíkem (SaO₂) a koncentrací hemoglobinu je srdeční výdej hlavní determinantou velikosti dodávky kyslíku tkáním a společně s arteriální rezistencí představuje hlavní determinantu hodnoty středního arteriálního tlaku.

Diagnostický aspekt – změny srdečního výdeje jsou charakteristické pro určité patologické stavy, umožňují společně s dalšími parametry hemodynamiky identifikaci tzv. šokových modelů.

Terapeutický aspekt – znalost velikosti srdečního výdeje významně ovlivňuje taktiku léčby kriticky nemocných, poskytuje informace o účinnosti terapie. [4]

1.2 Parametry ovlivňující velikosti srdečního výdeje

Velikost srdečního výdeje je za normálních okolností dána věkem, pohlavím, velikostí jedince, polohou těla a především okamžitou velikostí metabolismu a potřebou kyslíku pro tkáň.

Vliv věku

Srdeční index je nejvyšší v dětství a s věkem postupně klesá (srdeční index novorozence je roven přibližně trojnásobku srdečního indexu dospělého).

Vliv pohlaví

Srdeční výdej je u mužů se shodnou velikostí povrchu těla o cca 10 % vyšší než u žen (odlišný poměr tukové a svalové tkáně).

Vliv velikosti těla

Se stoupající velikostí organismu stoupá velikost srdečního výdeje. Srdeční index je vyjádřením velikosti srdečního výdeje vztaheného na jednotku tělesného povrchu s cílem eliminovat rozdíly způsobené rozdílnou velikostí těla. Nedostatkem srdečního indexu je, že nebere v úvahu odlišnosti ve složení těla např. u obézních nemocných nebo u nemocných s otoky, ascitem apod. V těchto případech by měl být srdeční index stanoven na základě znalostí normální nebo obvyklé hmotnosti daného jedince.

Vliv polohy

Přechodem z polohy vleže do polohy vstaje klesá srdeční výdej u normálních jedinců o cca 20 %. Interpretaci změn srdečního výdeje je třeba u konkrétního nemocného provádět vždy se zhodnocením změn polohy těla (např. poloha na levém boku je spojena s poklesem srdečního výdeje o cca 10 – 15 %).

Vliv hodnoty metabolismu

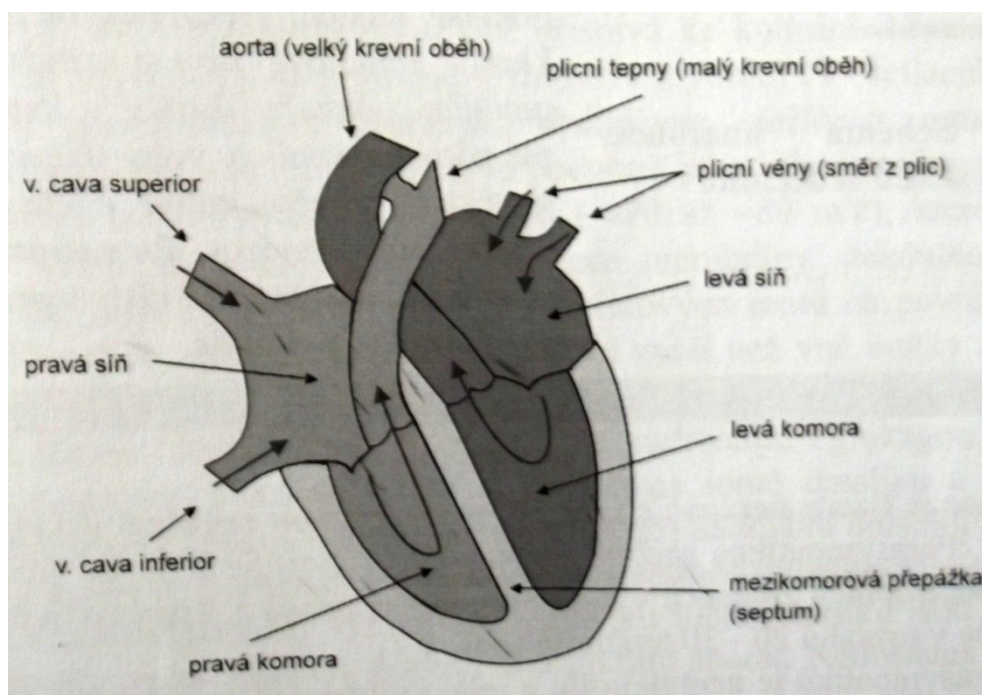
Nejvýznamnějším faktorem fyziologicky ovlivňujícím velikost srdečního výdeje je aktuální hodnota metabolismu. Sepse, rozsáhlé trauma, silné emoce, vzestup tělesné teploty apod. vedou ke vzestupu srdečního výdeje. [4]

2 Srdce

Srdce je dvojsynchronní pumpa, která rozvádí krev. Pumpa se dá charakterizovat jako tlakové čerpadlo. Plní se krví, která přitéká pod nízkým tlakem a dále je vypuzována do aorty, respektive do plicnice, při čemž vytváří poměrně velký tlak. Ve své rytmické práci pulzní pumpy se střídá systola, kdy se srdeční oddíly stahují a vypuzují krev ven, s diastolou, kdy se srdeční oddíly relaxují a plní krví. Funkci zdravého i nemocného srdce můžeme sledovat a posuzovat podle vnějších projevů srdeční činnosti. Patří sem například elektrické projevy srdce, které můžeme zaznamenávat z určitých míst povrchu těla (EKG), dále akustické projevy, které zjistitelné poslechem přes hrudní stěnu apod. Tyto jevy můžeme vyšetřovat, případně zapisovat vhodnými přístroji bez porušení integrity kůže – neinvazivní vyšetřovací metody. Naopak vyšetření zavedením sond nebo katétrů do cév či srdečních dutin nazýváme invazivními metodami.

Srdce je mimořádné výkonné, protože přerušení krevního oběhu na několik sekund vede ke ztrátě vědomí a zástava srdce na dobu delší čtyři až pět minut znamená smrt mozku, delší přerušení oběhu znamená nezvratnou celkovou smrt.

Srdce jako pumpa se skládá ze dvou jednotek – pravého a levého srdce. Každá jednotka je tvořena síní a komorou. Žilní krev je z tělního oběhu čerpána pravou komorou do oběhu plicního, v plicích se krev nasýtí kyslíkem a plicními žilami je přivedena do levé síně a odtud do levé komory. Z ní je vypuzována do aorty a tělního oběhu. [1]



Obrázek 1: Schéma toku krve v srdci. [1]

2.1 Srdeční výdej

Srdeční výdej (cardiac output CO) je definován jako množství krve přečerpané srdcem za 1 minutu, vyjadřuje se v l/min. [4]

Minutový srdeční výdej v klidu l/min:

- vleže: 4-8;
- vsedě: 4-7;
- vestoje: 4-6.

Minutový srdeční výdej při maximálním cvičení l/min:

- vleže: 15-21;
- vsedě: 13-18;
- vestoje: 10-12.

[3]

2.2 Srdeční index

Srdeční index (cardiac index CI) představuje minutový srdeční výdej přepočtený na 1 m² tělesného povrchu vyšetřovaného. Vyjadřuje se proto v l/min/m².

Snížení srdečního indexu pod 2,5 l/min/m² nalézáme u srdečního selhání.

Srdeční index v klidu l/min/m²:

- vleže: 3-5;
- vsedě: 2,5-4,5;
- vestoje: 2-3.

Srdeční index při maximálním cvičení l/min/m²:

- vleže: 7-11;
- vsedě: 7-8;
- vestoje: 10-12.

[3]

2.3 Tepový objem

Tepový výdej je množství krve vypuzené jedním srdečním stahem. Vyjadřuje se v ml. Normální hodnota vleže je 80 – 160 ml.

Tepový objem v klidu ml:

- vleže: 80-160;
- vsedě: 60-80;
- vestoje: 40-70.

Tepový objem při maximálním cvičení v ml:

- vleže: 110-120;
- vsedě: 90-120;
- vestoje: 90-120.

[3]

2.4 Tepový index

Tepový index je tepový objem přepočtený na 1 m² tělesného povrchu. Vyjadřuje se v ml/m².

Tepový index v ml/m²:

- vleže: 40-60;
- vsedě: 30-40.

Tepový index při maximálním cvičení v ml/m²:

- vleže: 50-70;
- vsedě: 40-60.

[3]

3 Techniky měření srdečního výdeje

Existuje řada metod, kterými je v současné době možné měřit srdeční výdej. Jejich využití v praxi je ovlivněno především nutností opakovaného měření srdečního výdeje a časovou, technickou a ekonomickou náročností metody s přihlédnutím k rizikům a přesnosti (reprodukovatelnosti) měření. [4]

Tabulka 1: Přehled metod měření srdečního výdeje u nemocných v kritickém stavu. [4]

Neinvazivní techniky měření srdečního výdeje	Transezofageální echokardiografie Dopplerovská aortální sonografie Hrudní elektrická bioimpedance Celotělová impedanční kardiografie Diferenciální nepřímá Fickova metoda částečným zpětným vdechováním CO₂
Invazivní techniky měření srdečního výdeje	Fickova metoda Indikátorová diluce: <ul style="list-style-type: none">• barvivo – indocyanová zeleň• lithium• termodiluce (s využitím katétru v a. pulmonalis nebo transpulmonální technikou) Analýza pulzové křivky (Pulse Contour Cardiac Output)

3.1 Transezofageální echokardiografie

Dvojrozměrná echokardiografie je metoda užívaná k detekci abnormality srdečních struktur. U nemocných v šoku umožňuje rychlé zhodnocení chlopenního aparátu, globální a regionální pohyblivosti stěny komor. Je využitelná ke zhodnocení objemu levé komory a ejekční frakce levé komory. Vzhledem ke špatné korelaci mezi velikostí ejekční frakce levé komory stanovené echokardiograficky a radionuklidovými technikami není dvojrozměrná echokardiografie vhodná k přesnému určení velikosti srdečního výdeje. [4]

3.2 Dopplerovská aortální sonografie

Rozvoj technologie transezofageální dopplerovské sonografie, využívající ke stanovení velikosti srdečního výdeje změření průměru hrudní aorty a rychlosti krevního průtoku, vedl k rozšíření této techniky. Hodnoty srdečního výdeje jsou proti hodnotám naměřeným termodilucí o 25-30 % podhodnoceny (měření je prováděno na sestupné aortě, je měřen tzv. aortální průtok krve). Ačkoliv korelace mezi velikostí srdečního výdeje a hodnotami měřenými termodilucí není těsná, je tato technika při hodnotách srdečního výdeje mimo extrémní rozsahy použitelná v praxi a uplatňuje se

především v situacích, kdy není pro volbu léčebného postupu důležitá znalost tlaku v a. pulmonalis, plicního kapilárního tlaku nebo extravaskulární plicní vody. Předností metody je její semiinvazivní charakter (zavedení ezofageální sondy) a kontinuální charakter měření. [4]

3.3 Hrudní elektrická bioimpedance, celotělová impedanční kardiografie

Techniky měření srdečního výdeje založené na principu sledování změn bioimpedance jsou předmětem výzkumu již 30. let. Ve své klasické podobě hrudní elektrické bioimpedance byly rozsáhle studovány, avšak korelace výsledků měření s výsledky získanými invazivními technikami výrazně kolísá. Metoda je považována za schopnou detekovat změny srdečního výdeje, avšak za nespolehlivou ke stanovení absolutní hodnoty srdečního výdeje. [4]

3.4 Diferenciální nepřímá Fickova metoda částečným zpětným vdechováním CO₂

Technika je založena na nepřímém Fickově principu a využívá sledování změn minutové eliminace a parciálního tlaku oxidu uhličitého ve vydechovaném vzduchu na konci výdechu po zařazení částečného zpětného vdechování.

U této metody je nutná korekce hodnoty srdečního výdeje na velikosti plicního zkratu. Srdeční výdej je měřen v pravidelném intervalu (obvykle 3 minut). Technika dosud nebyla plně validizována pro nemocné a plicní patologie, má především charakter trendového monitoru. [4]

3.5 Analýza pulzové křivky (Pulse Contour Cardiac Output)

Měření srdečního výdeje je prováděno analýzou tlakové křivky získané z periferního arteriálního katétru po zkalibrování přístroje transpulmonální termodilucí nebo lithiovou dilucí. Srdeční výdej je kalkulován jako součin tepové frekvence, plochy pod křivkou pulzové vlny arteriálního tlaku a kalibračního faktoru získaného stanovení velikosti srdečního výdeje transpulmonální indikátorovou dilucí. [4]

3.6 Fickova metoda

Fickova metoda vychází z faktu, že množství kyslíku přijatého organismem závisí na srdečním výdeji, tedy na průtoku krve plicemi. Zároveň lze množství přijatého kyslíku stanovit změřením koncentrace kyslíku ve smíšené žilní krvi a v arteriální krvi, známe-li průtok krve, tedy srdeční výdej. Obě skutečnosti postihuje vztah:

$$CO = \frac{V_{O_2}}{CaO_2 - CvO_2} \quad (1)$$

kde:

CO	[l/min]	...	minutový srdeční výdej
V _{O₂}	[l/min]	...	objem kyslíku přijatý za jednotku času
CaO ₂	[-]	...	koncentrace O ₂ v arteriální krvi
CvO ₂	[-]	...	koncentrace O ₂ ve smíšené žilní krvi

Normální hodnota objemu kyslíku, přijatého organismem za jednotku času, je asi 250 ml/min. Dříve se tento parametr měřil přibližně pomocí spirometru a absorbéru CO₂. Dnes je možné jej měřit velmi přesně prostřednictvím měření koncentrace kyslíku v dechových plynech při nádechu a výdechu a zároveň průtoku vzduchu do plic, resp. z plic.

Problematickým je měření koncentrací kyslíku CaO₂ a CvO₂. Ty závisejí na množství hemoglobinu a na parciálním tlaku kyslíku v krvi PaO₂. Musíme tedy provést odběr vzorků arteriální a smíšené žilní krve a určit z nich koncentraci kyslíku laboratorním vyšetřením. Smíšenou žilní krev odebíráme pomocí plicnicového katétru. V horní a dolní duté žíle je koncentrace kyslíku odlišná a teprve v plicnici je žilní krev dostatečně smíšená. Arteriální krev lze odebrat obvyklým způsobem, např. z brachiální tepny.

Fickova metoda je považována za přesnou, avšak kvůli nutnosti provádět analýz krevních vzorků byla v rutinní klinické praxi nahrazena termodiluční metodou. Používá se proto pouze v rámci lékařského výzkumu. [2]

3.7 Barevná indikátorová diluce

Technika vychází z Fickova principu a místo kyslíku využívá známé množství netoxického barevného indikátoru (např. 1 ml indocyanové zeleně), který je podán do krevního řečiště. V čase sledujeme koncentraci indikátoru po průchodu srdeční komorou nebo srdečními oddíly a plicním řečištěm. Koncentrace indikátoru nejprve roste a poté pomaleji klesá. Extrapolací sestupné části koncentrační křivky zjistíme průběh koncentrace indikátoru za dobu jednoho oběhu. Z množství indikátoru, doby oběhu a průměrné koncentrace indikátoru vypočítáme srdeční výdej. V modifikované podobě je možné použití radionuklidů. Nevýhodou této techniky je, že je extrémně náročná na přesnost provedení, pracná a nevhodná pro nemocné s nízkým srdečním výdejem. Chyba měření se pohybuje mezi 5 – 10 %. Variantou této techniky je použití aplikace roztoku lithia, jehož koncentrace v krvi je sledována specializovaným analyzátozem připojeným na arteriální katétr nemocného. [4]

Metoda barvivové diluce patří stejně jako termodiluční metoda mezi indikátorové metody. Pulmonálním katétreem je do plicnice vstříknuto několik gramů speciálního barviva, indokyanidové zeleně, rozředěné isotonickým roztokem NaCl. Jde o neškodnou látku, která se v organismu neukládá a je po určité době vyloučena ledvinami. Koncentraci barviva v krvi lze měřit opticky, podobně jako měříme koncentraci oxyhemoglobinu v krvi. Pomocí pumpy s konstantním průtokem je z brachiální

nebo femorální tepny nasávána krev, která poté prochází měřicí kyvetou absorpčního fotometru. Absorbance $A(\lambda)$ je u indokyanidové zeleně nejvyšší při vlnové délce $\lambda = 805 \text{ nm}$. Naopak, absorbance krve je při této vlnové délce nezávislá na jejím nasycení kyslíkem. Absorpční fotometr lze tedy před měřením zkalibrovat smícháním známého množství krve a barviva.

Průměrnou hodnotu srdečního výdeje za dobu měření barvivovou dilucí vypočítáme:

$$CO = 60 \cdot \frac{V_i}{\int_0^{t_m} c_i(t) dt} \quad (2)$$

kde:

CO	[l/min]	...	minutový srdeční výdej
c_i	[-]	...	koncentrace barviva v krvi
t_m	[s]	...	doba měření
V_i	[°C]	...	objem vstříknutého barviva
t	[s]	...	čas

Časovou závislost koncentrace barviva nazýváme diluční křivkou. Průběh ideální diluční křivky vykazuje nejprve strmý vzrůst, po dosažení maximální koncentrace dochází k exponenciálnímu poklesu až na nulovou koncentraci. U skutečné diluční křivky k úplnému poklesu nedojde vlivem recirkulace. Barvivo se vrací malým krevním oběhem zpět do velkého oběhu a prochází znovu místem měření, vlivem smíšení s další krví již v menší koncentraci. Průběh ideální křivky tedy musíme odhadnout, což není, vzhledem k jejímu exponenciálnímu průběhu, problémem. Většinou je ignorován průběh diluční křivky, od místa, kdy koncentrace poklesne pod 30 % maximální naměřené hodnoty.

Metoda umožňuje snadno rozpoznat existenci zkratu mezi srdečními komorami. V tomto případě se velká část barviva dostane do velkého oběhu dříve než část, která musí navíc projít malým oběhem.

Nevýhodou metody je, že lze měřit pouze ve větších časových odstupech. Během deseti minut je indokyanidová zeleň z krve eliminována na polovinu své původní hodnoty. Po této době lze provést opakované měření srdečního výdeje a počáteční koncentraci od naměřených hodnot odečíst.

Díky své velké přesnosti je metoda barvivové diluce považována za referenční metodu. Pro rutinní klinická vyšetření se však již nepoužívá, její využití je spíše v lékařském výzkumu. [2]

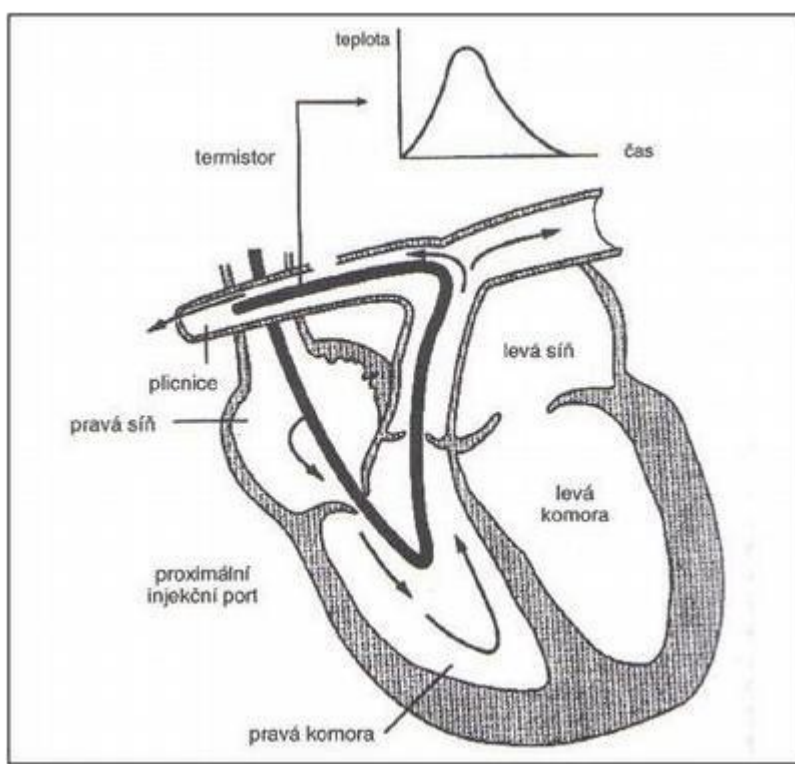
3.8 Termodiluční technika měření srdečního výdeje plicnicovým katétrem

Měření srdečního výdeje vycházející z Fickova principu používá ve své klasické podobě jako indikátor chladný roztok a místo změn koncentrací sledované látky jsou sledovány změny teploty. Přestože byla termodiluční technika popsána již v roce 1954 Feglerem, doznala širokého uplatnění až v 70. letech po zavedení plicnicového katétru do klinické praxe Ganzem a spolupracovníky v roce 1971. Znamé množství chladného roztoku o známé teplotě je aplikováno jako bolus do centrálního

žilního systému. Termistorem umístěným v a. pulmonalis (při využití plicnicového katétru) nebo v a. femoralis (při technice tzv. transpulmonální termodiluce) měříme změny teploty v čase.

Velikost srdečního výdeje je kalkulována z velikosti plochy pod teplotní křivkou, velké teplotní změně odpovídá nízký srdeční výdej a naopak. Změřené hodnoty srdečního výdeje jsou proti technikám využívajícím barevného indikátoru cca o 5 – 10 % nadhodnoceny (dochází k tepelným ztrátám v katétru, myokardu a cévní stěně). Alternativou bolusového podávání chladného roztoku je použití speciálního plicnicového katétru z termofilamentem, které je v pravidelných intervalech ohříváno. Tento systém umožňuje prakticky kontinuální sledování velikosti srdečního výdeje. [4]

Nejrozšířenější technikou měření srdečního výdeje je termodiluční technika s využitím plicnicového katétru. [4]



Obrázek 2: Umístění plicnicového katétru v arterii pulmonalis. [7]

3.8.1 Princip měření

Znamé množství „chladné“ tekutiny je vstříknuto do krevního proudu přes proximální lumen plicnicového katétru. Tepelný bolus prochází pravou komorou do a. pulmonalis. Termistor, umístěný 4 cm od distálního konce plicnicového katétru snímá změny teploty krve v čase. Tyto jsou registrovány monitorem v čase. [4]

Naměřená hodnota srdečního výdeje není okamžitá, ale průměrná hodnota srdečního výdeje za dobu měření. Měření se provádí pomocí Swanova-Ganzova katétru, zavedeného přes žilní systém,

pravou srdeční síní a pravou srdeční komoru do plicní tepny. Do pravé síně se distálním výstupem katétru vstříkne dávka ochlazeného tekutého indikátoru. Ten se v pravé síni a komoře smíchá s krví, přičemž výsledná směs má nižší teplotu než byla teplota samotné krve. Směs pak proudí do plicní tepny, kde její teplotu měříme termistorem, umístěným na konci katétru.

Závislost teploty na čase $\vartheta(t)$ v místě měření nazýváme termodiluční křivkou. Průměrný minutový srdeční výdej lze s její znalostí vypočítat podle vztahu:

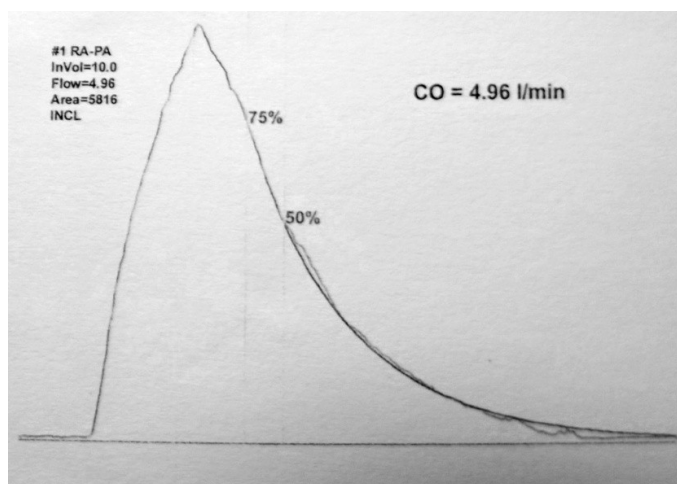
$$CO = 60 \cdot k \cdot \frac{\rho_i c_i}{\rho_b c_b} \cdot \frac{V_i(\vartheta_b - \vartheta_i)}{\frac{1}{t_m} \int_0^{t_m} (\vartheta_b - \vartheta(t)) dt} \quad (3)$$

kde:

CO	[l/min]	...	minutový srdeční výdej
ϑ	[°C]	...	teplota v místě měření
ϑ_b	[°C]	...	teplota krve
ϑ_i	[°C]	...	teplota indikátoru
t	[s]	...	čas
t_m	[s]	...	celkový čas měření
ρ_b	[kg·m ⁻³]	...	hustota krve
ρ_i	[kg·m ⁻³]	...	hustota indikátoru
c_b	[J·kg ⁻¹ ·K ⁻¹]	...	měrná tepelná kapacita krve
c_i	[J·kg ⁻¹ ·K ⁻¹]	...	měrná tepelná kapacita indikátoru
k	[-]	...	korekční faktor katétru

Teplota krve ϑ_b je měřena pomocí termistoru v plicnici před vstříknutím roztoku. Teplota indikátoru ϑ_i musí být známá a bývá měřena dalším termistorem vně katétru. Pomocí injekční stříkačky se do proximálního vstupu katétru vstříkne plynule $V_i = 10$ ml indikátoru.

Korekční faktor k je udávám výrobcem katétru a zohledňuje ohřátí indikátoru, ke kterému dojde při cestě katétre, zahříváním okolo proudící krve. Jeho hodnota se pohybuje v rozmezí 0,5 – 0,9, podle druhu materiálu, z něž je katétr vyroben, tloušťky stěn a vnitřního průměru.



Obrázek 3: Termodiluční křivka zobrazující normální minutový objem. [8]

Diagnostickeý přístroj pro termodiluční měření srdečního výdeje nazýváme počítačem srdečního výdeje. Měření srdečního výdeje pomocí termodiluce umožňuje řada monitorů životních funkcí, případně je lze vybavit potřebným zásuvným modulem. Swanův-Ganzův katétr nebo jiné druhy plicních katétrů, používané k termodilučnímu měření, slouží současně k invazivnímu měření krevního tlaku a někdy i k měření nasycení smíšené žilní krve kyslíkem SvO₂. [2]

3.8.2 Technika měření

Termodiluční měření (TDM) srdečního výdeje lze snadno a rychle provést a při dostatečných zkušenostech lze dosáhnout vysokého stupně reprodukovatelnosti výsledků. Vzhledem k možnému rozptylu hodnot při TDM srdečního výdeje (první hodnota je často mírně nadhodnocena – způsobeno odlišnou tepelnou ztrátou při průchodu chladného roztoku plicnicovým katétreem) je pro stanovení velikosti srdečního výdeje nutné použít průměr minimálně ze tří měření, jejichž přípustný rozptyl je maximálně 10 %. Takto stanovená hodnota srdečního výdeje je reprodukovatelná s odchylkou zhruba 5 %. [4]

3.8.3 Technické aspekty ovlivňující přesnost měření

Zadání počítačnických konstant – správné zadání počítačnických konstant je nezbytné k dosažení odpovídajících výsledků měření. Počítačnická konstanta je definována výrobcem plicnicového katétru pro jednotlivé typy roztoků (fyziologický roztok nebo glukóza 5%, někteří výrobci tyto roztoky nerozlišují pro zanedbatelný rozdíl v měrném teple obou typů injektátů), objemy injektátu (3 ml, 5 ml, 10 ml), teploty injektátu (0°C, 24°C) event. dle systému měření teploty injektátu (in line, přímo při aplikaci injektátu na vstupu do plicnicového katétru, nebo prostřednictvím teplotní sondy umístěné v roztoku o shodné teplotě s teplotou injektátu).

Volba injektátu, jeho teploty a množství – základním roztokem pro termodiluční měření srdečního výdeje je 5% roztok glukózy nebo fyziologický roztok dle zvyklostí pracoviště, roztok

glukózy je volen u nemocných ohrožených přetížením tekutinami a sodíkem. Jak již bylo uvedeno výše, výsledky dosažené při použití obou typů injektátu jsou shodné.

Standardní objem injektátu je při použití roztoku o pokojové teplotě 10 ml, při volbě nižších objemů injektátu je k zajištění lepší reprodukovatelnosti měření doporučeno použití ledového roztoku. Při použití ledového roztoku je, neměříme-li teplotu injektátu in line, důležitá včasnost podání (do 15 s od natažení) a technika manipulace se stříkačkou (zabránění ohřevu). Při nedodržení přesného množství injektátu dochází k významným chybám měření (při snížení objemu injektátu je srdeční výdej nadhodnocen a naopak).

Systém podávání injektátu – injektát může být podáván více způsoby. Ve formě předplněných injekčních stříkaček skladovaných např. při teplotě 0°C. je v současné době používán výjimečně pro riziko kontaminace a pomnožení mikroorganismů. Druhý tzv. otevřený systém využívá dva vaky s roztokem injektátu. V jednom z nich je umístěna teplotní sonda snímající teplotu injektátu, z druhého je stříkačkou odebírán injektát a podáván do proximálního portu plicnicového katétru. Nevýhodou tohoto systému je opět riziko kontaminace a infekčních komplikací. V praxi je obvykle používán tzv. uzavřený systém, využívající zásobník injektátu, ze kterého je přes jednocestnou chlopeň nataženo požadované množství roztoku do injekční stříkačky a poté aplikováno do proximálního portu plicnicového katétru. Tento systém může být rozšířen o termistor měřící teplotu injektátu in line na vstupu do proximálního portu plicnicového katétru a o prodloužený přívodní set od zásobníku injektátu, který může být veden přes zásobník s ledovou tříští, ve kterém dochází k ochlazení injektátu.

Rychlost a načasování podání injektátu – k zajištění co nejpřesnějších výsledků měření je nutné, aby podání injektátu bylo provedeno plynule a rychle, doba aplikace injektátu by měla činit 2, maximálně 4 sekundy. Většina přístrojů určených k měření srdečního výdeje je schopna nepravidelnost podání injektátu detekovat. Nerovnoměrnost podání injektátu je pouze jednou z možných příčin tzv. nepravidelné termodiluční křivky. Všechny nepravidelné křivky je nutné z další analýzy eliminovat.

Dalšími příčinami nepravidelné termodiluční křivky mohou být:

- dlouhé nebo nerovnoměrné podání injektátu,
- kontakt termistoru se stěnou cévy,
- nepravidelnosti v dechovém cyklu,
- náhlé změny srdečního rytmu či frekvence.

Srdeční výdej se v průběhu dechového cyklu významně mění. Hodnoty srdečního výdeje získané při náhodně zahájeném měření výrazně kolísají (o více než 10-15 %), zatímco měření provedená na konci expiria vedou ke snížení rozptylu měření. Vzhledem k praktické nemožnosti podat injektát přesně na konci expiria je některými autory doporučeno raději zahájit jeho podání vždy ve stejné fázi dechového cyklu. Je-li aplikace injektátu zahájena současně se začátkem inspiria, dochází vzhledem k časové prodlevě mezi podáním injektátu a okamžikem, kdy injektát dosáhne termistoru (1-4 sekundy), ke změření srdečního výdeje v době expiria (při dechové frekvenci 15 dechů/min).

Tento postup je některými autory kritizován pro nereálnost naměřeného srdečního výdeje a je naopak doporučováno buď náhodné zahájení podání injektátu, nebo provedení čtyř měření rovnoměrně rozložených po celé délce dechového cyklu. Z klinického pohledu není zvolený postup zásadní (významný je především trend hodnot srdečního výdeje při terapeutických intervencích).

Počet měření – vzhledem k vlivu faktorů technických (odlišné tepelné ztráty injektátu při prvním měření) a fyziologických (vliv spontánních fluktuací srdečního výdeje, změn tepové frekvence, fáze dechového cyklu při měření) je doporučeno řadou autorů použít pro jedno stanovení srdečního výdeje průměr ze 3 měření, variabilita měření musí být do 10 %. Někteří autoři doporučují odstup mezi měřeními i 90 sekund, aby bylo dosaženo stability tělesné teploty. Dle zkušeností není u dospělé populace při použití injektátu o pokojové teplotě dodržení tohoto časového odstupu nutné. První měření srdečního výdeje je často vyšší než měření další. Existují proto doporučení toto měření eliminovat z kalkulace průměrné hodnoty. Průměrná hodnota je poté kalkulována ze dvou měření, liší-li se o méně než 10 %. Je-li rozptyl hodnot vyšší než 10 %, přidáváme další 2 měření a extrémní hodnoty z kalkulace průměru eliminujeme. [4]

3.8.4 Limitace techniky, nejčastější chyby při měření

Omezení termodilučního měření srdečního výdeje lze rozdělit na omezení metody vlivem působení patofyziologických faktorů a omezení vlivem technických chyb v průběhu měření. [4]

Omezení metody vlivem patofyziologických faktorů

Stavy s nízkým srdečním výdejem – u nemocných s nízkým srdečním výdejem vznikají vyšší tepelné ztráty indikátoru při kontaktu se srdeční nebo cévní stěnou. Dle provedených studií termodiluce nadhodnocuje srdeční výdej u nemocných se srdečním výdejem nižším než 3,5 l/min, maximální chyba měření byla zaznamenána při srdečním výdeji nižším než 2,5 l/min.

Trikuspidální insuficience – při trikuspidální regurgitaci dochází k recirkulaci a diluci injektátu, výsledná termodiluční křivka má nízkou amplitudu a prolongovaný průběh, což vede k podhodnocení srdečního výdeje. Při závažné mitrální insuficienci nejsou některé monitory schopny detekovat podání injektátu a zahájit měření srdečního výdeje.

Nitrosrdeční zkraty – při pravo-levých nitrosrdečních zkratech dochází ke ztrátě části chladného injektátu zkratem, srdeční výdej je nadhodnocován. [4]

Omezení přesnosti měření vlivem technických chyb

Nesprávné zadání počítačové konstanty plicnicového katétru – nesprávné zadání počítačové konstanty se projeví chybou absolutní hodnoty srdečního výdeje, trend hodnot zůstává zachován.

Chybná aplikace injektátu – nedodržení teploty (zvláště není-li použito měření teploty injektátu in line), objemu, nepravidelná nebo pomalá aplikace, nesprávné načasování podání.

Poruchy činnosti termistoru plicnicového katétru – trombus v blízkosti termistoru, naléhá na stěnu cévy (vede k podhodnocení srdečního výdeje).

Migrace plicnicového katétru – při distální migraci katétru do plicnicového řečiště nemusí v plicních cévách malého průměru dojít k reprezentativním změnám teploty po podání injektátu.

Nízký teplotní gradient mezi teplotou injektátu a teplotou krve – s klesajícím teplotním gradientem klesá přesnost měření.

Standardní postup při měření srdečního výdeje plicnicovým katétrem:

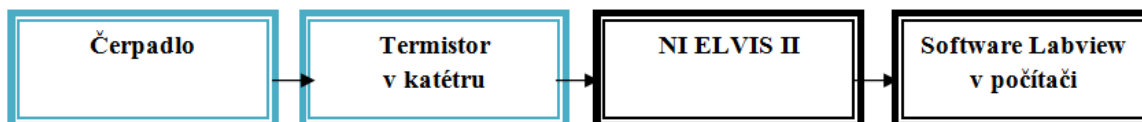
- kontrola počítačů konstanty,
 - injektát o pokojové teplotě, kontrola teploty,
 - objem injektátu 10 ml,
 - 3 měření, při rozptylu více než 15 % další 2 měření, extrémní hodnoty se ruší,
 - maximální rychlost podání,
 - podání injektátu při zahájení inspiria.
- [4]

3.8.5 Přesnost a spolehlivost termodilučního měření srdečního výdeje plicnicovým katétrem

Řada klinických a experimentálních studií srovnala přesnost termodilučního měření s řadou jiných metod měření srdečního výdeje, především s barevnou indikátorovou dilucí a přímou Fickovou metodou. Korelace mezi hodnotami srdečního výdeje měřenými termodilucí a Fickovou metodou dosáhla korelačního koeficientu 0,96. Tyto studie ukazují, že při stanovení srdečního výdeje ze tří měření lze očekávat chybu měření 4-10 %, při použití pouze jednoho měření 7-17 %. Přesnost stanovení klesá při hodnotách srdečního výdeje pod 4 l/min a nad 10 l/min. Při použití průměru ze tří měření pro jedno stanovení velikosti srdečního výdeje je za signifikantní změnu srdečního výdeje považována změna o více než 10-15 %. [4]

4 Návrh hardwarové části pro měření srdečního výdeje

Laboratorní úloha simuluje měření minutového srdečního objemu termodiluční metodou. Pro tuto metodu je nutné sestavit měřicí řetězec, který se skládá z těchto základních částí:

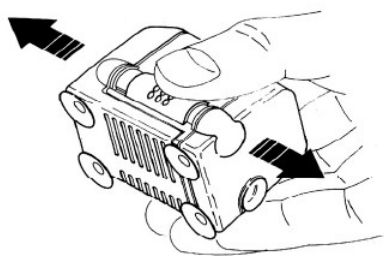


Obrázek 4: Blokové schéma měřicího řetězce.

Měřicím okruhem protéká voda poháněna odstředivým čerpadlem s vodotěsným synchronním motorem. Sací výkon čerpadla lze podle potřeby snadno a přesně nastavit regulátorem toku. Voda z čerpadla dále protéká hadicí o vnitřním průměru 12 mm, kde je umístěn termistor v katétu. Průtok vody lze také měnit ventilem nacházejícím se v hadici mimo plastovou nádobu. Po měření se voda vrací opět do plastové nádoby s čerpadlem. Katétr je propojovacími kabely zapojen do desky s měřicím můstkem, která je uložena na nepájivém poli NI ELVIS II, které zajišťuje napájení desky a přenos dat do počítače. Převod na konečnou teplotu zajišťuje program Labview, ve kterém se zobrazují výsledky měření.

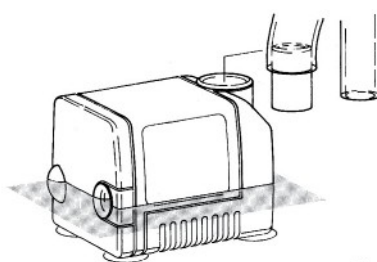
4.1 Čerpadlo

Odstředivé čerpadlo Micra od firmy SICCE zajišťuje průtok vody v měřicím řetězci. Jedná se o plně ponorné čerpadlo s permanentním magnetem zajišťujícím funkci synchronního motoru, uvnitř čerpadla se nachází vyměnitelný molitanový filtr. Vývod čerpadla lze připojit k pevnému potrubí s vnitřním průměrem 13 mm nebo pomocí adaptéru, který je součástí čerpadla, k flexibilní hadici s vnitřním průměrem 12 mm.



Obrázek 5: Regulace průtoku pomocí posuvného tlačítka. [9]

Posuvným tlačítkem lze regulovat výkon čerpadla v rozmezí 50 – 400 l/hod. Pro správnou funkci musí být čerpadlo kompletně ponořeno ve vodě nebo umístěno tak, aby byla ponořena alespoň celá sací mřížka.



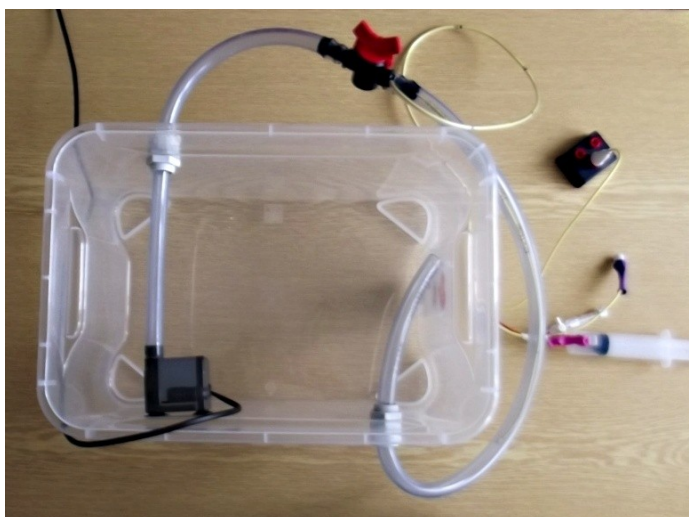
Obrázek 6: Minimální ponor čerpadla pro zachování správné funkce. [9]

Nároky na údržbu jsou minimální, postačuje pravidelné čištění nebo občasná výměna filtru, aby nebyl snížen průtok vody. Pravidelné čištění se provádí odebráním předkomory a opláchnutím filtračního materiálu. Každé 2 měsíce by se také měl vytáhnout rotor a opláchnout teplou vodou.

Čerpadla firmy SICCE se obecně používají pro všechny typy akvárií, terárií, vnitřní i venkovní kašny a pro všechny aplikace, které vyžadují recirkulaci vody. Snadno se udržují, mají malé rozměry, zvýšený výkon a jsou obecně spolehlivá. Pro venkovní užití musí být napájecí kabel dlouhý 10 metrů.

4.2 Průtokový systém

Systém průtoku je zajištěn plastovou nádobou a hadicí o vnitřním průměru 12 mm. Čerpadlo pumpuje vodu z nádoby – zásobníku vody - do hadice, kterou se voda po měření vrací zpět do plastové nádoby.



Obrázek 7: Systém průtoku.

Průtok vody se dá nastavit posuvným tlačítkem na čerpadle nebo ventilem připevněným v hadici.



Obrázek 8: Ventil pro nastavení průtoku s otvorem pro vstup katétru.

V jedné ze dvou větví ventilu je vyvrtán otvor pro zasunutí katétru do hadice.



Obrázek 9: Průchod hadice nádobou.

Průchod hadice nádobou zajišťují plastové šroubovací vývodky.

4.3 Katétr

Katétr CrithiCath od firmy Becton Dickinson je termodiluční katétr určený jako pomůcka pro diagnostiku. Kromě měření srdečního výdeje termodiluční metodou je možné tento katétr použít k měření tlaků v pravé srdeční síni, v plicnici a tlaku zaklínění plicnice; pro kontinuální měření teploty v plicnici, k odběru krevních vzorků z pravé síně a z plicnice a k aplikaci léků a infuzních roztoků. V zdravotnické praxi se katétr označuje jako Swanův – Ganzův katétr.

Katétr obsahuje celkem 4 lumen:

- Distální PA lumen – používá se k měření tlaku v plicnici a tlaku v zaklínění plicnice, dále pro odběry vzorků smíšené žilní krve.
- Proximální CVP lumen – slouží pro aplikaci ledového roztoku do pravé síně, pro měření tlaku v pravé srdeční síni nebo centrálního žilního tlaku a pro aplikaci

roztoků.

- Balónkové lumen – slouží k naplnění nebo vyprázdnění obturačního balónku pro usnadnění jeho zavedení a měření tlaku v zaklínění plicnice. Obsah balónku je 1,5 ml vzduchu.
- Termistorové lumen – umožňuje vypočítat srdeční výdej a měřit teplotu krve v plicnici.

Pro tuto úlohu je použita termistorová větev, ve které je termistor umístěn 3,5 cm proximálně od konce katétru. Výrobce udává odpor 14 k Ω při 37°C. Toto tvrzení bylo ověřeno změřením odporu při různých teplotách, na základě měření pak byly určeny vlastnosti termistoru v podobě konstant.

Jako indikátor je v úloze použita voda ochlazená na teplotu 0 – 5°C, množství indikátoru je 10 ml. Korekční faktor katétru je pro tyto parametry určen výrobcem jako 0,566.

4.4 Termistor v katétru

Termistor (z anglického popisu **thermally sensitive resistor**) je teplotně závislý odpor zhotovený z polovodičových feroelektrických keramických materiálů. Keramická technologie umožňuje výrobu termistorů ve tvaru disku, destičky, kapky, válečku, aj. [5]

Výhodami termistoru jsou velká teplotní citlivost, malé rozměry, jednoduchý převod odporu na elektrické napětí nebo proud a možnost přímého měření odporu termistoru na větší vzdálenost. Nevýhodou je nelineární charakteristika.

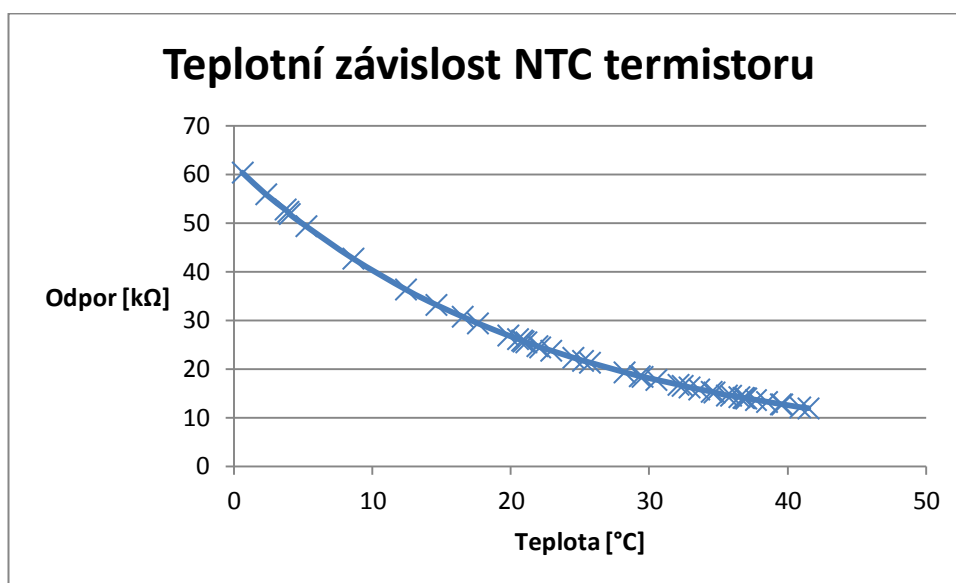
Termistor je součástka, která může být používána v širokém spektru aplikací, ve kterých je nutné měřit teplotu. Podle typu aplikace je možné vycházet ze tří charakteristik, kterými jsou: závislost odporu na teplotě, V-A charakteristika a charakteristika v závislosti proudu tekoucího termistorem na čase. Aplikace, kde je využívána V-A charakteristika nebo závislost proudu na čase vycházejí ze samoohřevu termistoru protékajícím proudem. Tam, kde je využívána závislost odporu termistoru na teplotě prostředí, je nutné, aby samoohřev termistoru protékajícím proudem byl zanedbatelný, tomu musí odpovídat velikost proudu protékajícího termistorem. Aplikace, ve kterých je využívána závislost odporu na teplotě prostředí zahrnují měření teploty, teplotní kompenzace součástek v elektronických obvodech a v řídicích obvodech, měření průtoku kapalin apod. [6]

Termistory se dle struktury dělí na amorfnní a polykrystalické. V závislosti na materiálu má termistor buď velký záporný teplotní součinitel odporu, tzv. negastor neboli NTC termistor (Negative Temperature Coefficient) nebo velký kladný teplotní součinitel odporu, tzv. pozistor nebo-li PTC termistor (Positive Temperature Coefficient). [5]

Termistor použitý v katétru je NTC termistor neboli negastor. Negastory se vyrábějí práškovou technologií z kysličníku kovů jako je kysličník chromu, kobaltu, mědi, železa, manganu a titanu. Vylisované senzory se zpevňují slinováním za vysokých teplot. Teplotní rozsahy negastorů jsou od běžných -50°C do +150°C až do extrémních rozsahů v oblasti nízkých teplot od +4,2°C do vysokých teplot do 1000°C. Při měření se převážně používají právě NTC termistory. [5]

Termistory NTC zmenšují hodnotu svého odporu, když jejich teplota vzrůstá. Jejich důležitou vlastností je to, že změna jejich odporu je předvídatelná a je na stupeň změny teploty relativně velká. [6]

Pro zjištění základních vlastností katétru bylo provedeno měření, ve kterém byl určen odpovídající odpor termistoru pro změřenou teplotu. Teplota byla měřena pomocí patientského monitoru EKONA a odpor katétru byl měřen digitálním multimetrem. Důležité bylo zajistit, aby termistor patientského modulu a katétru byly ponořeny do stejné hloubky termosky, ve které byla měřena teplota vody. Proto byla pro měření termistorová větev katétru přilepena izolační páskou k termistoru EKONY. Tabulka změřených parametrů je přiložena v přílohách [viz. Příloha A]. Z těchto naměřených parametrů byl vytvořen graf teplotní závislosti použitého NTC termistoru.



Graf 1: Závislost odporu termistoru na teplotě.

Do termistorové kalkulačky dostupné na internetu, byly uvedeny tři hodnoty odporů a příslušných teplot, kalkulačka určila materiálové konstanty termistoru A, B a C [viz. Příloha B]. Jelikož měření úlohy probíhá přibližně kolem 37°C, do kalkulačky byly vloženy hodnoty blízké této teplotě, a to:

Tabulka 2: Vložené hodnoty do termistorové kalkulačky.

Teplota [°C]	Odpor [Ω]
34,7	15167
37	13922
40,9	12089

Podle vložených hodnot kalkulačka vypočítala konstanty, se kterými se bude dále počítat:

$$A = -0,1054 \cdot 10^{-3},$$

$$B = 3,8238 \cdot 10^{-4},$$

$$C = -3,6703 \cdot 10^{-7}.$$

Konstanty jsou závislé na použitém materiálu a geometrickém tvaru termistoru. Obvykle jsou udávány výrobcem termistoru. V tomto případě jejich hodnota nebyla známá, proto byly určeny tímto způsobem.

V případě, že je znám odpor termistoru R_T a hodnoty materiálových konstant lze dopočítat teplotu změřenou termistorem v katétu podle vztahu:

$$t = \frac{1}{A + B \ln(R_T) + C (\ln(R_T))^3} - 273,15; \quad (4)$$

kde t je teplota [$^{\circ}\text{C}$],

R_T je odpor termistoru [Ω],

A, B, C jsou materiálové konstanty termistoru.

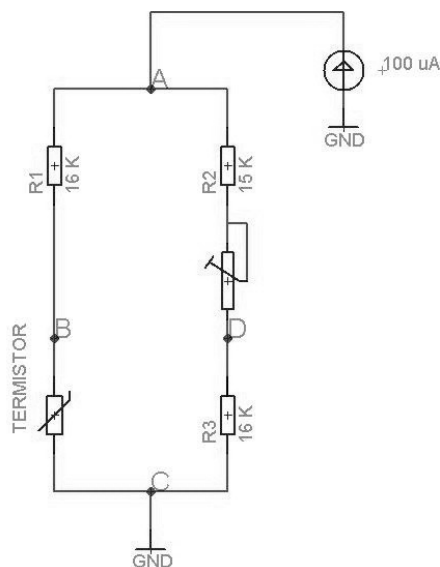
Dále se určují konstanty α a β , které lze dopočítat pomocí těchto vztahů:

$$\alpha = \frac{A - \frac{1}{T}}{C} ; \quad \beta = \sqrt{\left(\frac{B}{3C}\right)^3 + \frac{\alpha^2}{4}},$$

kde T je termodynamická teplota [K].

4.5 Wheatstoneův můstek

K měření elektrického odporu se často uplatňuje můstková metoda měření, která umožňuje převést odpor na napětí. Můstek se obvykle skládá ze dvou větví připojených na stejnosměrný napájecí zdroj. Tyto větve se chovají jako děliče napětí. Proud protékající měřidlem je úměrný rozdílu potenciálů obou děličů. V případě že je můstek vyvážen, je poměr rezistorů ve větvích stejný. Velikost napětí mezi uzly určuje velikost měřeného odporu, převod napětí na odpor je nelineární.



Obrázek 10: Schéma měřicího můstku.

Při použití vyváženého můstku mezi uzly B a D neteče žádný proud nebo je mezi oběma body nulové napětí. Tato metoda se také nazývá nulová metoda. Vyvážení můstku se dá provést měnitelným odporem (např. trimrem) tak, aby hodnota měnitelného odporu byla stejná s hodnotou termistoru zapojeného v úhlopříčce.

Na Wheatstoneově můstku dochází k měření výchylek napětí od nuly. Pokud je můstek jako v tomto případě napájen stejnosměrným proudem ($I = 100 \mu\text{A}$), napětí mezi uzly B a D lze dopočítat dle vztahu:

$$U_{BD} = -I \frac{R(R_T(t) - R)}{R_T(t) + 3R} \quad (5)$$

kde I je hodnota zdroje proudu,

R_T je odpor termistoru [Ω],

R je odpor rezistorů v můstku ($R = R_1 = R_2 = R_3$).

Můstek použitý v laboratorní úloze je vyvážen na hodnotu 16 k Ω . Přesného vyvážení můstku lze dosáhnout nastavením 2 k Ω trimru. Trimr se nastavuje otáčením malého šroubku na jeho vrcholu při zapojení 16 k Ω odporu na místě termistoru (v úhlopříčce). Vyvážení můstku indikuje nulové napětí mezi uzly B a D. Můstek je napájen proudovým zdrojem o hodnotě 100 μA , tato součástka je výrobkem firmy Texas Instruments, jmenuje se REF200. Napětí z můstku je přiváděno na přístrojový zesilovač INA126 téže firmy. Zde se signál zesiluje a dále prochází dolnoproutným filtrem sestaveným z odporu a elektrolytického kondenzátoru. Katétr je k desce s můstkem připojen propojovacími kabely ukončenými konektory – banánky. [viz. Příloha C, D, E]

4.5.1 REF200

Součástka kombinuje tři obvodové stavební části na jeden monolitický čip, dva 100 μA zdroje proudu a proudové zrcadlo. Jednotlivé sekce jsou dielektricky izolované, takže zcela nezávislé. Výkon každého oddílu je měřen individuálně, jednotlivé sekce mohou být omezeny pro proudy 50 μA , 100 μA , 200 μA , 300 μA nebo 400 μA . REF200 je plastová 8-pinová mini-DIP součástka s SOIC pouzdrem.

4.5.2 INA126

INA126 je přesný přístrojový zesilovač s nízkou hladinou šumu diferenciálního signálu. Jeho dva zesilovače poskytují vynikající výkon s velmi nízkým klidovým proudem. V kombinaci s širokým rozsahem provozních napětí $\pm 1,35\text{ V}$ až $\pm 18\text{ V}$, se jedná o ideální přenosný přístrojový zesilovač. Zesílení signálu se nastavuje jedním externím odporem. Součástka je 8-pinový plastický DIP.

Zesílení je nastaveno připojením externího odporu R_G :

$$G = 5 + \frac{80\text{ k}\Omega}{R_G} \quad (4)$$

Kde A je zesílení signálu,

R_G externí odpor.

Hodnota 80 $\text{k}\Omega$ pochází z vnitřní struktury rezistorů. Stabilita a kolísání teploty vnějšího zesílení díky nastavení odporu R_G také konečné zesílení ovlivňují.

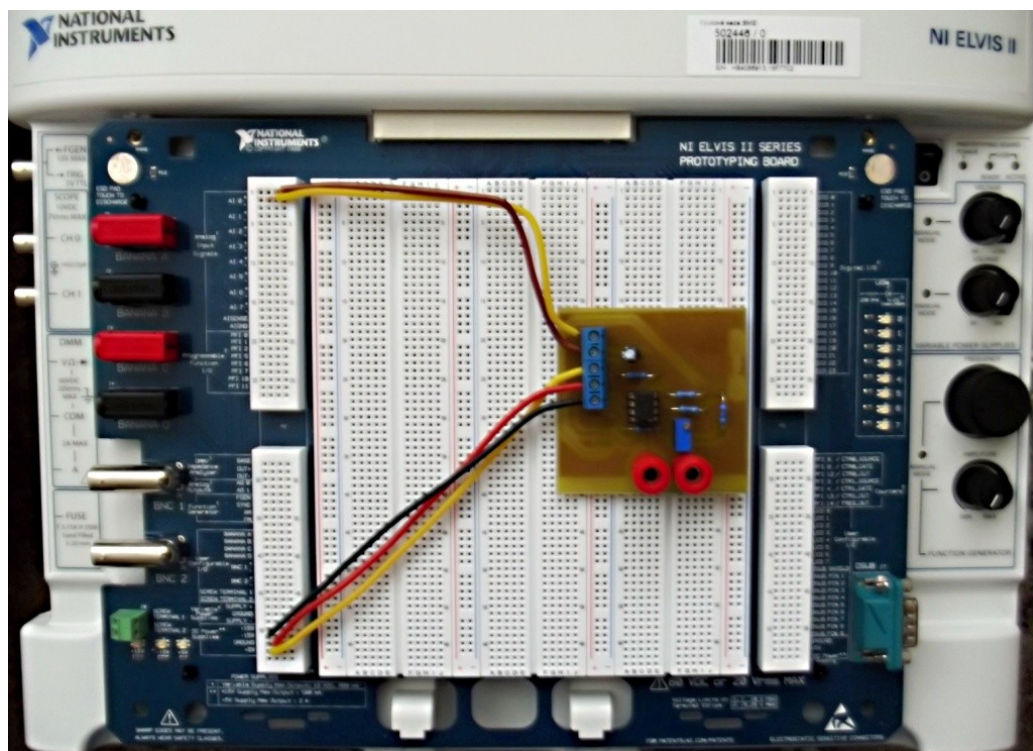
V měřicím můstku byl signál zesílen 10krát, to znamená, že byl použit odpor R_G :

$$R_G = \frac{80000}{G - 5} = \frac{80000}{10 - 5} = 16\text{ k}\Omega$$

Můstek je umístěn na nepájivé pole ELVIS od firmy National Instruments umožňující napájení. Deska s můstkem je k NI ELVIS II připojena přívodními vodiči. Konečný signál z můstku je přiveden na výstupní kanál NI ELVIS II a pomocí USB je přenesen do počítače.

4.6 NI ELVIS II

Pracovní stanice NI ELVIS II je vhodná pro výuku základních elektronických obvodů navrhnutých zejména pro studenty v oblasti elektrotechniky, strojírenství a biomedicínské inženýrství. Souprava nabízí možnost kompletního testování navržených obvodů, měření a schopnost záznamu naměřených hodnot.



Obrázek 11: Uložení desky plošných spojů na NI ELVIS II.

DPS vyžaduje napájení:

1. + 15 V,
2. - 15 V,
3. GND.

Výstupní signál je přiváděn na výstupní kanál:

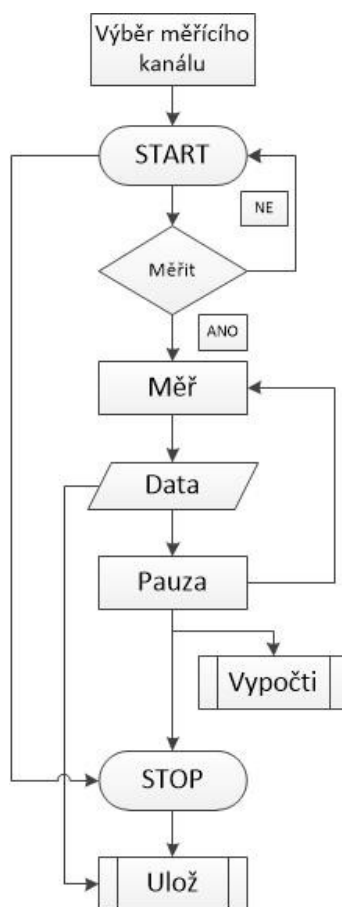
1. výstupní signál,
2. GND.

Pracovní stanice NI ELVIS II je napájena 230 V ze zásuvky, pokud chceme naměřená data přenášet do počítače, je nutný USB kabel.

5 Návrh softwarové části pro měření srdečního výdeje

Součástí návrhu laboratorní úlohy je také návrh měřicího software pro zobrazení a zpracování termodiluční křivky. Vytvořený software umožňuje přímo zpracovávat naměřená data. Je zde zajištěn přepočítání hodnoty napětí z termistoru na teplotu t [°C], vyhodnocení integrálu a možnost okamžitého výpočtu minutového objemu.

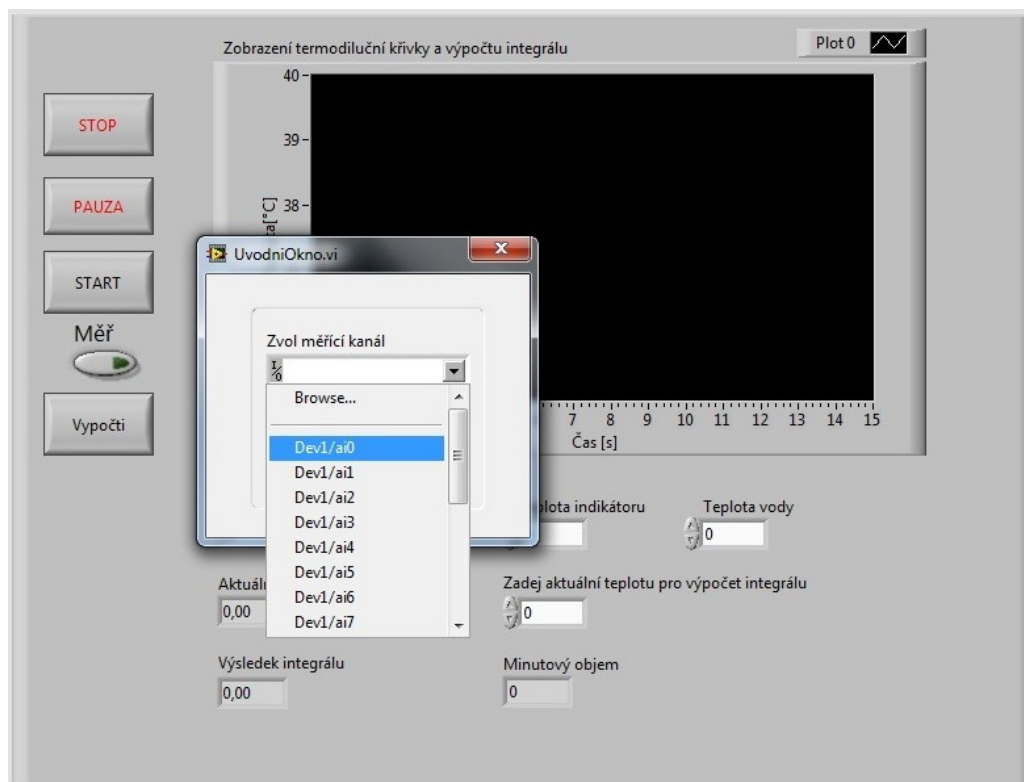
5.1 Vývojový diagram



Obrázek 12: Vývojový diagram aplikace pro měření termodiluční křivky.

5.2 Výběr měřicího kanálu

Měření probíhá na zařízení NI ELVIS II. Toto zařízení nemusí být pro každý počítač nastaveno jako primární, tedy je vhodné zajistit stabilitu aplikace možností výběru měřicího kanálu a daného zařízení. Tento výběr je zajištěn výběrovým VI (Virtual Instrument), který je vždy spuštěn při každém startu programu.



Obrázek 13: Zobrazení úvodního okna.

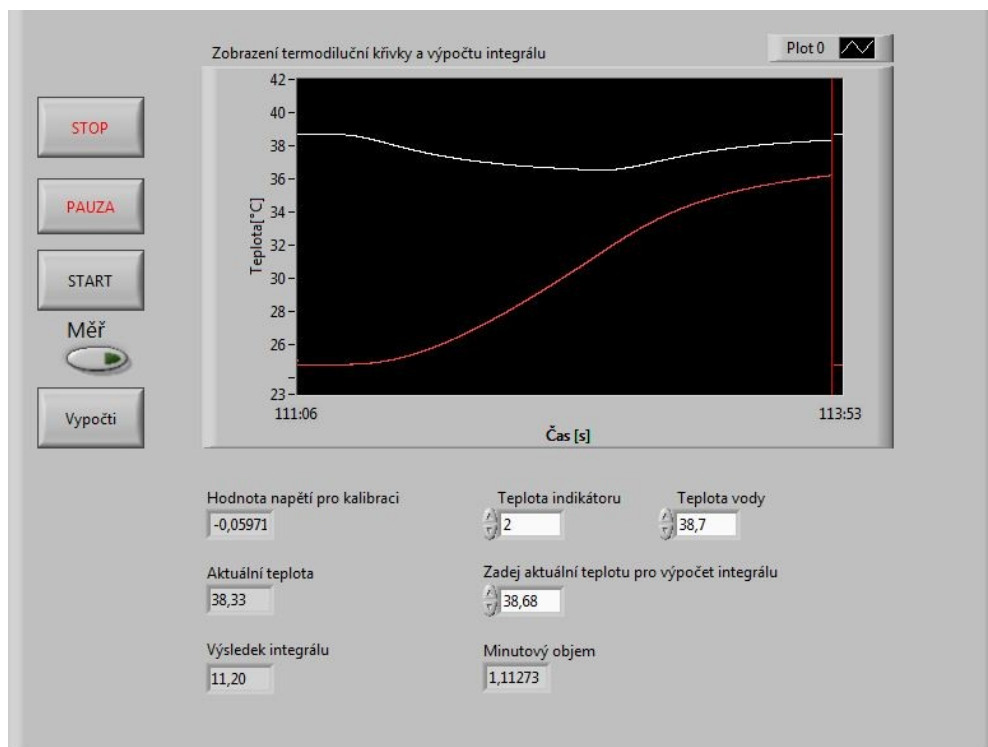
Po spuštění programu se automaticky objeví úvodní okno. Toto okno vybízí k vybrání měřicího kanálu na zařízení NI ELVIS II. Za měřicí kanál se vždy považuje ten kanál, do kterého vedou vodiče výstupního signálu a GND z měřicího hardware.

5.3 Popis aplikace

Po zvolení měřicího zařízení a příslušného měřicího kanálu, je aplikace přepnuta do hlavní nabídky, která umožňuje ovládat měření. Z vývojového diagramu je patrné, že po stisku tlačítka *Start*, je nabídnuto rozhodovací okno, zda opravdu chceme měřit. Potvrzením se přechází k možnosti měření a zpracování signálu. Při stisku tlačítka *Měř* se začnou načítat data z měřicí karty a zobrazovat v podobě teplotní křivky. Paralelně s teplotní křivkou je zobrazována také křivka integrálu.

Jakmile proběhne uspokojivé měření, je možno měření pozastavit a následně vyhodnotit minutový objemový průtok. Přepočet je možno provést pouze stisknutím tlačítka *Vypočti*. Hodnota minutového objemu je zobrazena bezprostředně po stisku tohoto tlačítka.

5.3.1 Čelní obrazovka



Obrázek 14: Zobrazení okna čelního panelu.

Na čelním panelu se nacházejí tlačítka pro ovládání programu:

- **STOP** – vypne program a automaticky uloží naměřená data zadanou cestou.
- **PAUZA** – pozastaví měření; měření pak lze opět spustit tlačítkem Měř.
- **START** – vygeneruje okno s hláškou „Přejete si začít měření?“, začátek měření lze potvrdit tlačítkem OK nebo lze měření opustit tlačítkem Cancel.
- **Měř** – tlačítko spustí měření, vykresluje se zaznamenávání teploty v měřicím systému.
- **Vypočti** – po stlačení tlačítka dojde k výpočtu minutového objemu. K výpočtu je potřeba znát výsledek integrálu a zadat teploty indikátoru a vody.

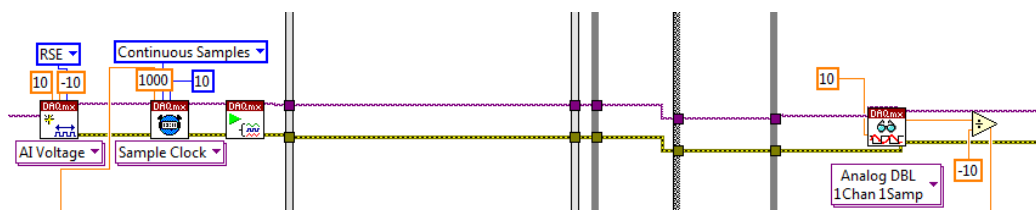
Pro správný výpočet integrálu je třeba zadat aktuální teplotu a to tak, aby zadávaná teplota byla o cca jednu desetinu menší než teplota naměřená.

Dále se na čelním panelu nacházejí indikátory:

- **Hodnota napětí pro kalibraci** – zobrazuje hodnotu napětí. Při kalibraci by tato hodnota měla být nulová.
- **Aktuální teplota** – zobrazuje aktuální měřenou teplotu.
- **Výsledek integrálu** – zobrazuje hodnotu vypočteného integrálu.
- **Minutový objem** – po zadání teplot indikátoru, vody a výpočtu integrálu, stiskem tlačítka Vypočti, zobrazí měřený minutový objem.

5.3.2 Jednotlivé části kódu aplikace

Nastavení snímání

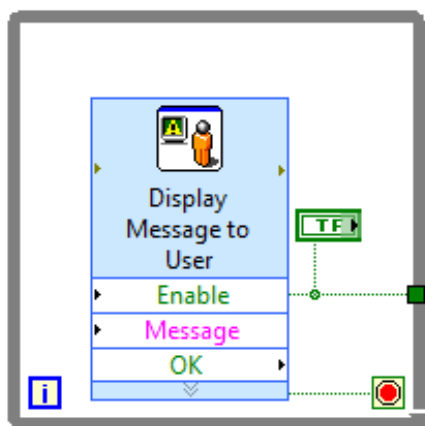


Obrázek 15: Vstupní bloky.

Jednotlivé bloky zajišťují získání dat z NI ELVIS II, vzorkování signálu a načtení naměřených hodnot pro další zpracování. Vzorkovací frekvence je nastavena na 1 kHz, tedy 1000S/s, což je pro měření termodiluční křivky dostačující. Frekvence signálu se pohybuje v hodnotách jednotek Hz, tedy je splněn vzorkovací teorém. Dále je nastaveno omezení signálu maximální a minimální hodnotou a zvoleno snímání signálu vůči zemi (RSE – Referenced single ended mode). Signál je dělen hodnotou 10, protože tolikrát byly zesíleny v hardwarové části.

Rozhodovací blok

Blok display Message to User zajišťuje volbu rozhodnutí, zda skutečně měřit či nikoliv.



Obrázek 16: Display Message to User.

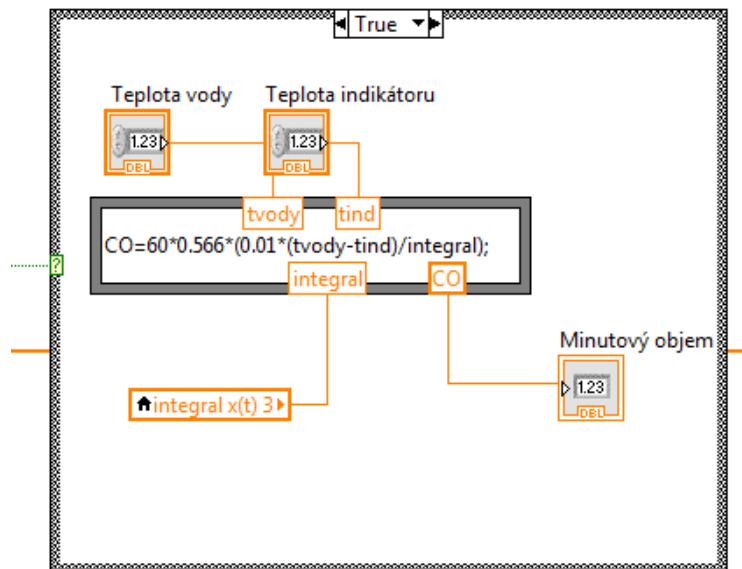
Po stlačení tlačítka START zobrazí hlášku „Přejete si začít měření?“ s možností výběru OK nebo Cancel.

Přepočet napětí na teplotu

Pro přepočet napětí na teplotu je v aplikaci použita smyčka Formula Node, která umožňuje pracovat s matematickými vzorci. Ve smyčce je zajištěn přepočet napětí z hardwarové části nejprve na odpor měřicího termistoru, poté na teplotu.

Výpočet minutového objemu

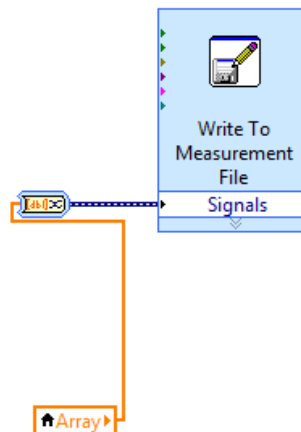
Pro výpočet minutového objemu je použita opět smyčka Formula Node. Do vzorce je zahrnuta také hodnota integrálu a volené konstanty pro teplotu vody a indikátoru.



Obrázek 19: Výpočet minutového objemu.

Uložení dat

Všechna data jsou uložena po ukončení celého programu.



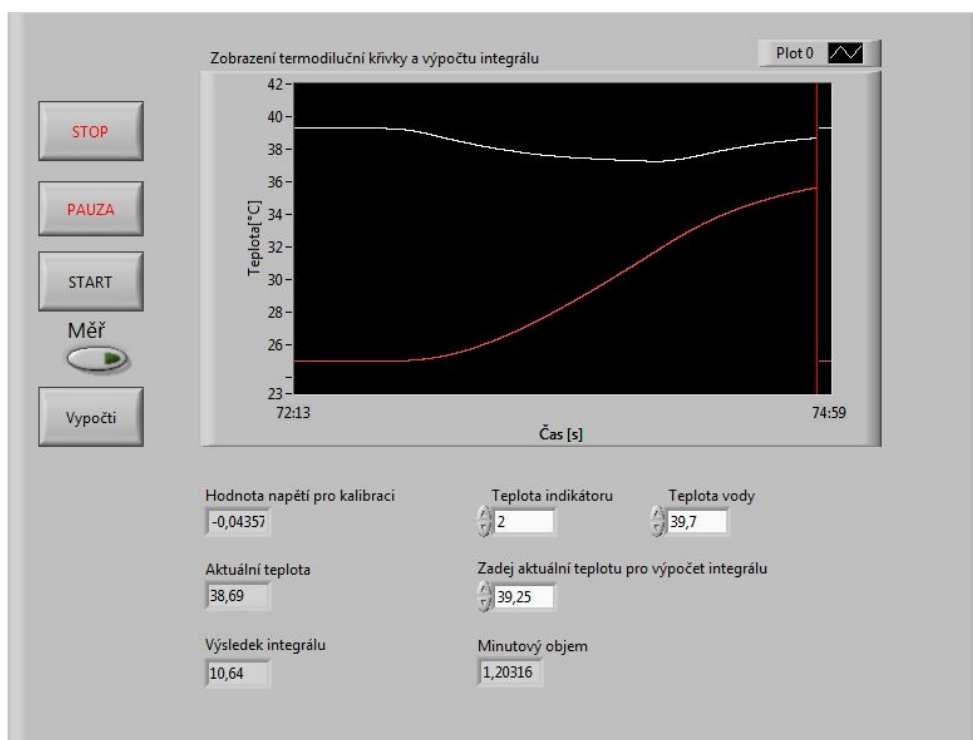
Obrázek 20: Zápis dat.

Tento blok zapisuje data do souboru lvm. Pro použití souboru například v Matlabu, je nutné převést data do poznámkového bloku. Je možné přepsat příponu souboru na txt. Software ukládá hodnoty času a teploty.

6 Testování

Pro testování byly nastaveny tři různé průtoky regulačním tlačítkem na čerpadle. Každý průtok byl naměřen třikrát a zprůměrován. Průměrná hodnota vypovídá o měřeném minutovém objemu. Výsledek měření pak byl ověřen třemi odléváními vody z měřicího systému do měrné nádoby. Obsah měrné nádoby byl poté přepočítán na minutový objem a opět zprůměrován.

6.1 Určení průtoku I



Obrázek 21: Zobrazení čelního okna s naměřenými parametry.

Bílá křivka zobrazuje výslednou termodiluční křivku, červená představuje integrál. V grafu lze vidět, že při měření došlo k změně teploty o cca 2°C.

Tabulka 3: Výsledný minutový objem.

Měření	Minutový objem [l/min]
1.	1,20
2.	1,11
3.	1,05
Průměr	1,12

Tabulka 4: Ověření správnosti měření.

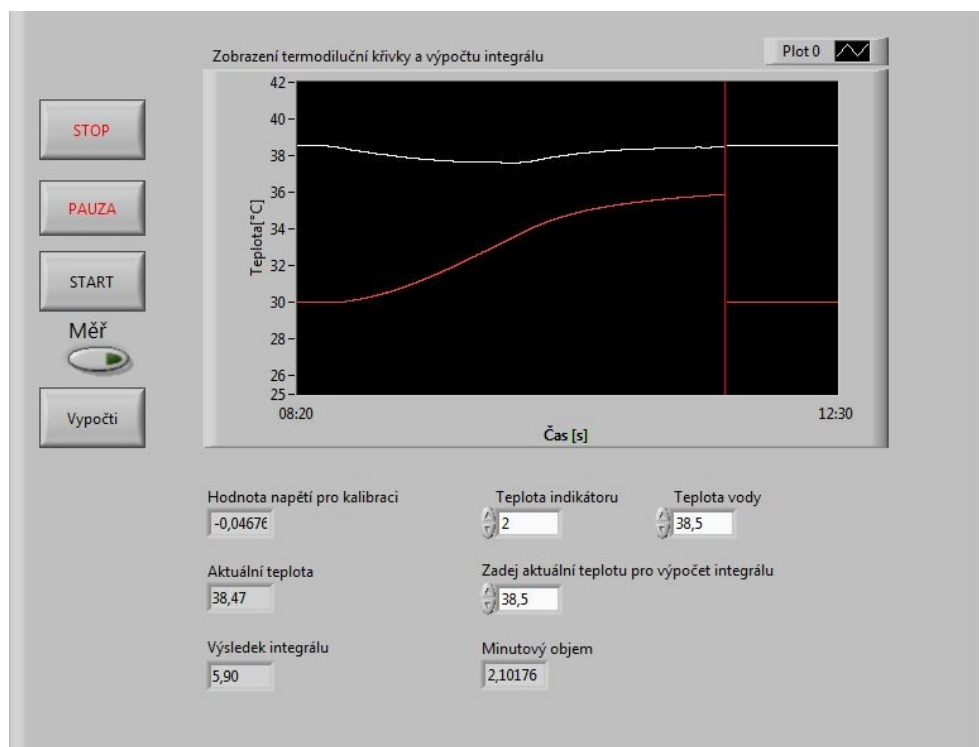
Měření	Objem [l]	Čas [min]	Minutový objem [l/min]
1	0,12	0,1	1,2
2	0,10	0,1	1,0
3	0,11	0,1	1,1
Průměr	-----	-----	1,1

Jelikož byl objem odebírán během 6 sekund, stačí odlišný objem vynásobit 10, aby bylo docíleno minutového objemu:

$$\text{Minutový objem 1. měření} = 0,12 * 10 = 1,2 \text{ l/min}$$

Výsledek ze software byl určen jako 1,12 l/min, při ověřování správnosti měření byl vypočítán minutový objem jako 1,1 l/min, to znamená, že rozdíl měření a ověření je 20 ml.

6.2 Určení průtoku II



Obrázek 22: Zobrazení čelního okna s naměřenými parametry.

Bílá křivka zobrazuje výslednou termodiluční křivku, červená představuje integrál. V grafu lze vidět, že při měření došlo k změně teploty o cca 1°C.

Tabulka 5: Výsledný minutový objem.

Měření	Minutový objem [l/min]
1.	2,10
2.	1,83
3.	1,81
Průměr	1,91

Tabulka 6: Ověření správnosti měření.

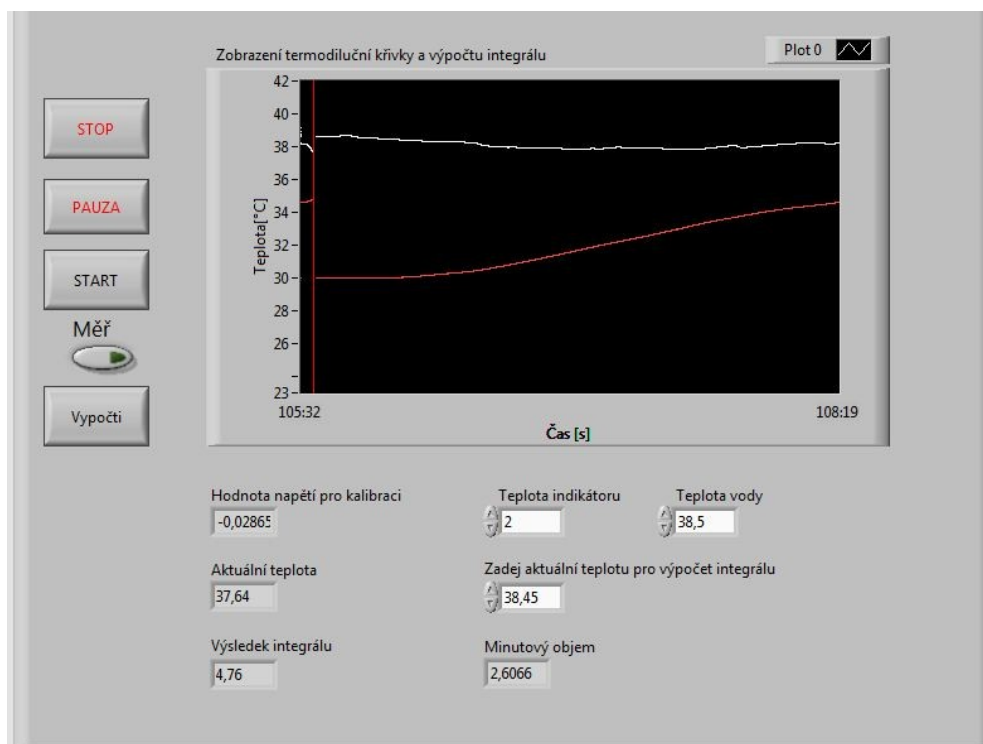
Měření	Objem [l]	Čas[min]	Minutový objem [l/min]
1	0,19	0,1	1,9
2	0,21	0,1	2,1
3	0,22	0,1	2,3
Průměr	-----	-----	2,1

Jelikož byl objem odebírán během 6 sekund, stačí odlitý objem vynásobit 10, aby bylo docíleno minutového objemu:

$$\text{Minutový objem 1. měření} = 0,19 * 10 = 1,9 \text{ l/min}$$

Výsledek ze software byl určen jako 1,9 l/min, při ověřování správnosti měření byl vypočítán minutový objem jako 2,1 l/min, to znamená, že rozdíl měření a ověření je 200 ml.

6.3 Určení průtoku III



Obrázek 23: Zobrazení čelního okna s naměřenými parametry.

Bílá křivka zobrazuje výslednou termodiluční křivku, červená představuje integrál. V grafu lze vidět, že při měření došlo k změně teploty o cca 0,5°C.

Tabulka 7: Výsledný minutový objem.

Měření	Minutový objem [l/min]
1.	2,61
2.	2,62
3.	2,59
Průměr	2,61

Tabulka 8: Ověření správnosti měření.

Měření	Objem [l]	Čas [min]	Minutový objem [l/min]
1	0,28	0,1	2,8
2	0,31	0,1	3,1
3	0,28	0,1	2,8
Průměr	-----	-----	2,9

Jelikož byl objem odebírán během 6 sekund, stačí odlitý objem vynásobit 10, aby bylo docíleno minutového objemu:

$$\text{Minutový objem 1. měření} = 0,28 * 10 = 2,8 \text{ l/min}$$

Výsledek ze software byl určen jako 2,6 l/min, při ověřování správnosti měření byl vypočítán minutový objem jako 2,9 l/min, to znamená, že rozdíl měření a ověření je 300 ml.

Závěr

Úkolem této práce bylo navrhnout laboratorní úlohu pro simulaci měření minutového srdečního objemu termodiluční technikou. Úloha se skládá ze dvou částí, a to části hardwarové a softwarové.

Hardwarová část obsahuje měřicí řetězec, kterým protéká voda. Voda v systému cirkuluje dokola, je ze zásobní nádoby a zpět do ní přiváděna hadicí. V hadici je umístěna větev katétru s termistorem, který zaznamenává změny odporu na termistoru. Do větve katétru pro aplikaci ledového roztoku je injekční stříkačkou vstříknuta ledová voda o objemu 10 ml. Termistorem zaznamenaný odpor je přiveden na měřicí můstek, který převádí odpor na napětí, to je odváděno do stanice NI ELVIS II.

NI ELVIS II je pomocí USB kabelu připojen k počítači, kde se v softwaru prostředí Labview nashromažďují a zpracovávají všechna data. Zde je naměřené napětí přepočítáno opět na odpor a dále na teplotu, která je zobrazena grafem v čase. Software vypočítává obsah plochy pod termodiluční křivkou a s integrálem počítá v konečném vztahu pro výpočet minutového objemu. Výsledek minutového objemu je zobrazen v software společně s výsledkem integrálu.

Z měření je patrné, že čím je průtok v hadici vyšší, je měření minutového objemu méně přesné. To je způsobeno rychlejší změnou teploty v hadici, kterou termistor není schopen zcela přesně zachytit. Při porovnání termodilučních křivek jednotlivých měření, je patrné, že se zvyšujícím se průtokem má křivka menší amplitudu. Dochází zde k menším teplotním rozdílům. K zvýšení přesnosti měření by přispělo zajištění konstantní teploty v měřicím okruhu.

Laboratorní úloha je funkční a její výhodou je, že lze prakticky ihned po naměření minutový objem zjistit. Úlohu je možno dále rozvíjet, například zajištěním konstantní teploty v měřicím řetězci nebo simulací jiné metody měření minutového objemu.

Literatura

- [1] JIRÁK, Zdeněk a kolektiv. *Fyziologie pro bakalářské studium na FZS OU*. Ostrava: Repronis Ostrava, 2009, 54 - 55. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [2] PENHAKER, Marek, IMRAMOVSKÝ, Martin, TIEFENBACH, Petr a KOBZA, František. *Lékařské diagnostické přístroje: Učební texty*. Ostrava: VŠB - TU Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [3] WIDIMSKÝ, Jiří, WIDIMSKÝ, Petr. *Základy invazivní hemodynamiky*. TRITON s.r.o.: Praha, 2003. ISBN 80-7254-364-4.
- [4] ČERNÝ, Vladimír a spolupracovníci. *Invazivní hemodynamické monitorování v praxi*. Grada Publishing, spol. s.r.o.: Praha, 2000. ISBN 80-7169-994-2.
- [5] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: Senzory a měřicí obvody*. 1. vydání. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 57 - 68. ISBN 80-7300-145-4.
- [6] DOLEČEK, Jaroslav. *Moderní učebnice elektroniky*. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 186 - 190. ISBN 80-730-0161-6.
- [7] KUČEROVÁ, Alena a Jiří PAŘENICA. Využití pravostranné srdeční katetrizace v léčbě akutního srdečního selhání na koronární jednotce. *Mladá fronta zdravotnické noviny ZDN: Sestra* [online]. 9. 4. 2009 [cit. 2013-05-03]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/sestra/vyuziti-pravostranne-srdecni-katetrizace-v-lecbe-akutniho-srdecn-418590>
- [8] ENDRYŠ, Jiří. *Invazivní hemodynamické metody*. 1. vydání. Hradec Králové: Nucleus HK, 2005, 116 s. Edice interních oborů. ISBN 80-862-2566-6.
- [9] Firma SICCE: product Micra. *SICCE* [online]. [cit. 2013-05-04]. Dostupné z: http://www.sicce.com/prodottiDettaglio_eng.php/prodotto=micra/idprodotto=37

PŘÍLOHY

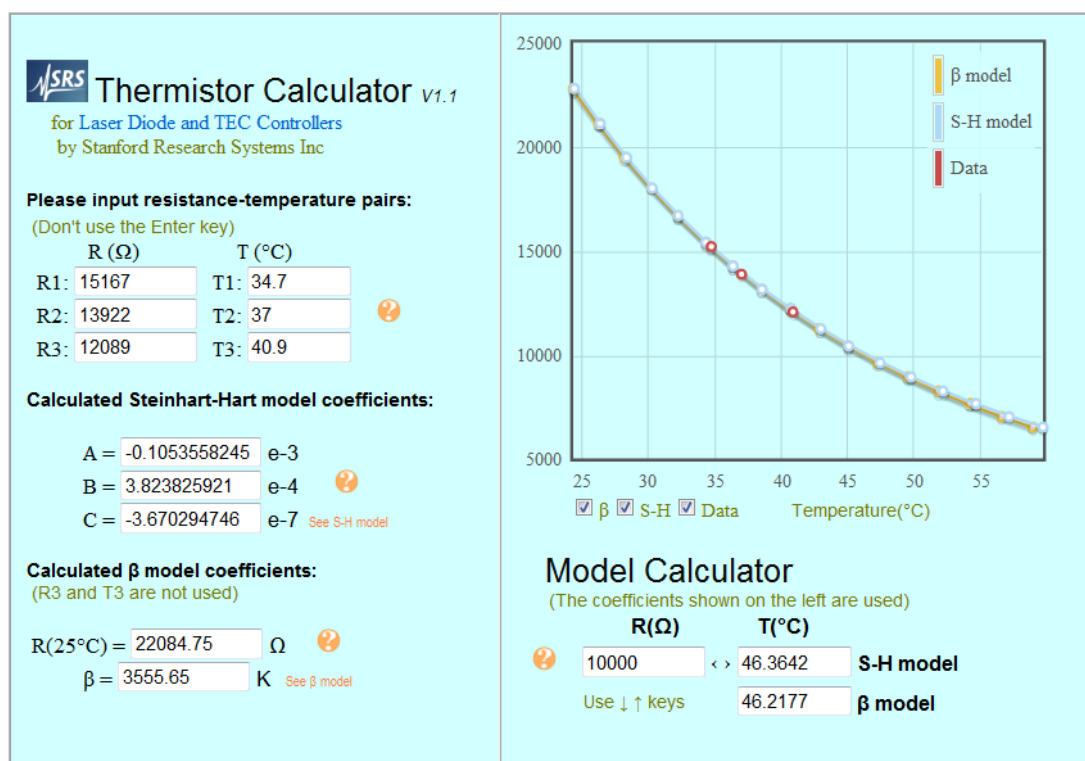
Příloha A

Tabulka: Určování hodnoty odporu při změřené teplotě.

Číslo měření	Teplota [°C]	Odpor [kΩ]
1	0,6	60,364
2	2,3	55,899
3	3,7	52,778
4	3,9	52,305
5	4	51,847
6	5,2	49,34
7	8,6	42,675
8	12,4	36,33
9	14,6	33,162
10	16,5	30,744
11	17,6	29,366
12	19,8	26,87
13	20,5	26,135
14	20,8	25,848
15	20,9	25,638
16	21,1	25,477
17	21,9	24,685
18	22,1	24,435
19	22,9	23,75
20	24,5	22,294
21	25,2	21,664
22	25,7	21,285
23	28,2	19,296
24	29,3	18,501
25	29,5	18,378
26	30,5	17,74
27	32,1	16,74
28	32,4	16,529
29	32,9	16,197
30	33,6	15,778
31	34,5	15,302
32	34,7	15,167
33	35,6	14,529
34	35,9	14,503
35	36,5	14,202
36	36,8	14,056

37	36,9	13,995
38	37	13,922
39	37,7	13,602
40	38,5	13,21
41	39,5	12,73
42	39,6	12,699
43	40,9	12,089
44	41,5	11,881

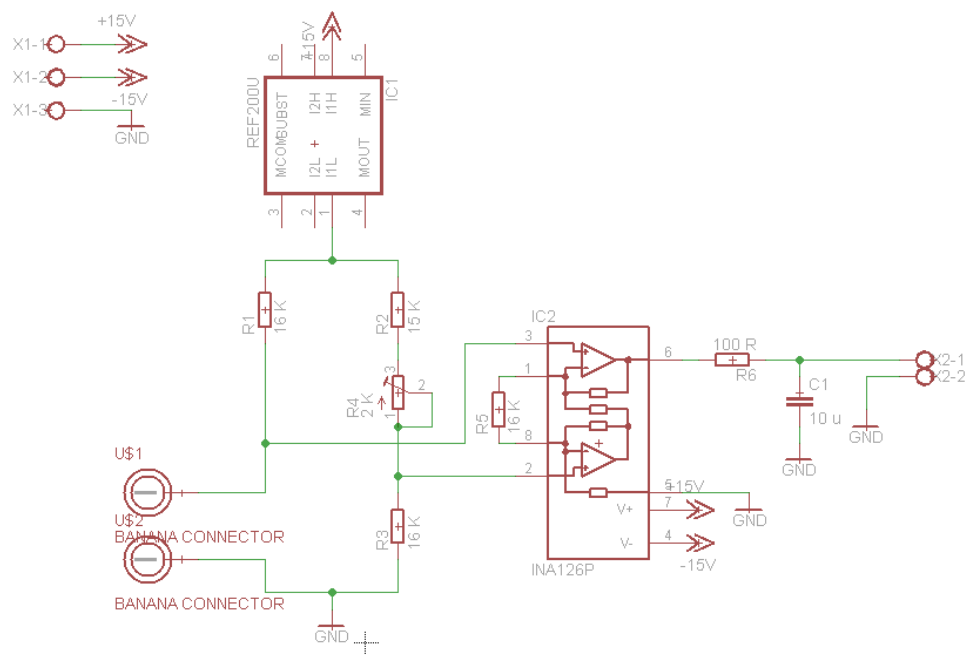
Příloha B: Ukázka termistorové kalkulačky.



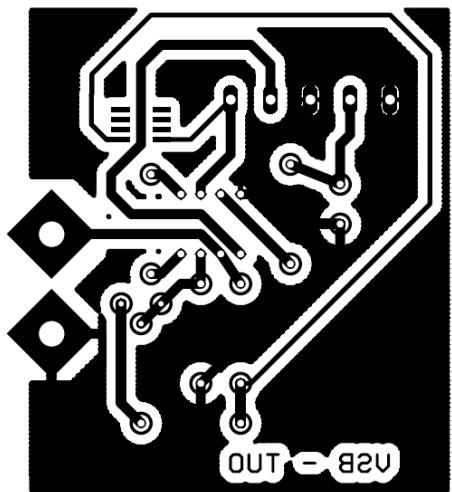
Termistorová kalkulačka dostupná z:

<http://www.thinksrs.com/downloads/programs/Therm%20Calc/NTCCalibrator/NTCcalculator.htm>

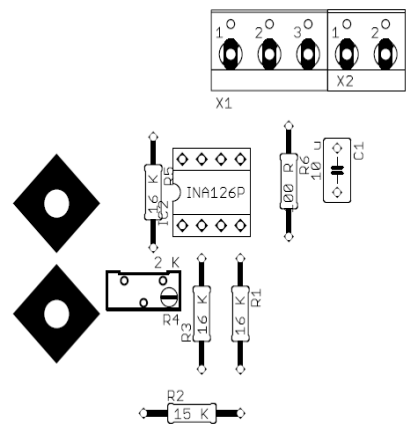
Příloha C: Schéma měřicího můstku.



Příloha D: Návrh DPS.



Příloha E: Osazovací plán desky.



Příloha F: Laboratorní úloha: Měření srdečního objemu (česky)

Příloha G: Laboratory task: Cardiac Volume Measurement (english)

Příloha H: Laboratorní úloha: Měření srdečního objemu (vypracovaná)

1 Měření srdečního objemu

1.1 Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:

- měřit srdeční objem pomocí termodiluční metody
- pochopit funkci Wheatstoneova můstku
- poznáte, co je to a jak je a jaké funkce má Swanův-Ganzův katétr

1.2 Zadání

1. Zkalibrujte měřicí můstek.
2. Zapojte měřicí řetězec.
3. Změřte termodiluční křivku a zjistěte minutový srdeční objem pomocí Labview.
4. Ověřte přesnost měření.

1.3 Předpokládané znalosti

Pro tuto úlohu se vyžaduje nastudování:

- PENHAKER, M., TIEFENBACH, P., IMRAMOVSKÝ, M., KOBZA, F.: Lékařské diagnostické přístroje - učební texty. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Ostrava 2004 ISBN: 80-248-0751-3, 9. kapitola.
- MALINOVÁ, N: Laboratorní úloha pro měření srdečního objemu. Ostrava: VŠB-TU Ostrava. Fakulta elektrotechniky a informatiky. Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. 2013. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Augustynek.

Zaměřte svoji pozornost na následující témata:

- co ovlivňuje měření srdečního výdeje,
- jaké existují další metody měření srdečního výdeje,
- popis funkce Wheatstoneova můstku.

1.4 Použité vybavení

- PC s programem Labview
- NI Elvis s přiloženou deskou měřicího můstku
- Swanův-Ganzův katétr CritiCath Flow-Directed SP5507
- injekční stříkačka
- čerpadlo SICCE Micra
- plastová nádoba
- hadice – vnitřní průměr 12 mm
- termoska naplněná vodou s ledem (indikátor)
- odpor 16 k Ω

1.5 Teoretický rozbor

Minutový srdeční výdej představuje množství krve vypuzené levou (resp. pravou) komorou během jedné minuty do velkého (resp. malého) oběhu. Minutový srdeční výdej pravé komory a levé komory se považuje za identický, i když je ve skutečnosti minutový srdeční výdej levé komory vyšší minimálně o 0,9 – 1,4 %, což je vyvoláno bronchiální cirkulací. Normální hodnoty se pohybují mezi 4,0 – 8,0 l/min.

Měření srdečního výdeje se v posledních dvaceti letech stalo významnou součástí péče o nemocné v kritickém stavu. Srdeční výdej je pravděpodobně nejvýznamnější z globálních hemodynamických parametrů, jeho znalost slouží k celkovému posouzení kardiovaskulárního systému a je nezbytná ke stanovení velikosti tepového objemu, dodávky kyslíku tkáním, systémové i plicní vaskulární rezistence. Obecně platí, že pokles srdečního výdeje na polovinu normální hodnoty může být život ohrožující, pokles srdečního indexu na hodnoty nižší než 1,0 l/min/m² není slučitelný se životem. U kriticky nemocných, kteří jsou často charakterizováni hypermetabolismem, může být již pokles srdečního indexu na hodnoty 2-3 l/min/m² život ohrožující. Přes výše uvedené je zřejmé, že izolovaná interpretace jednoho hemodynamického parametru může být zavádějící, a proto je nutné interpretovat údaje získané měřením srdečního výdeje vždy ve vztahu k ostatním hemodynamickým parametrům.

Nejrozšířenější technikou měření srdečního výdeje je termodiluční technika s využitím plicnicového katétru. Známé množství chladného roztoku o známé teplotě je aplikováno jako bolus do centrálního žilního systému. Termistorem umístěným v a. pulmonalis (při využití plicnicového katétru) nebo v a. femoralis (při technice tzv. transpulmonální termodiluce) měříme změny teploty v čase.

Velikost srdečního výdeje je kalkulována z velikosti plochy pod teplotní křivkou, velké teplotní změně odpovídá nízký srdeční výdej a naopak. Změřené hodnoty srdečního výdeje jsou proti technikám využívajícím barevného indikátoru cca o 5 – 10 % nadhodnoceny (dochází k tepelným ztrátám v katéttru, myokardu a cévní stěně). Alternativou bolusového podávání chladného roztoku je použití speciálního plicnicového katétru z termofilamentem, které je v pravidelných intervalech ohříváno. Tento systém umožňuje prakticky kontinuální sledování velikosti srdečního výdeje.

Závislost teploty na čase $\vartheta(t)$ v místě měření nazýváme termodiluční křivkou. Průměrný minutový srdeční výdej lze s její znalostí vypočítat podle vztahu:

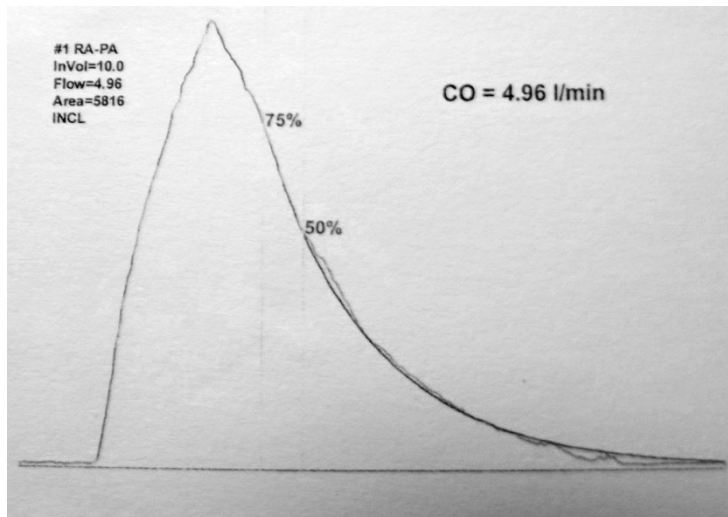
$$CO = 60 \cdot k \cdot \frac{\rho_i c_i}{\rho_b c_b} \cdot \frac{V_i(\vartheta_b - \vartheta_i)}{\frac{1}{t_m} \int_0^{t_m} (\vartheta_b - \vartheta(t)) dt} \quad (1)$$

kde:

CO	[l/min]	...	minutový srdeční výdej
ϑ	[°C]	...	teplota v místě měření
ϑ_b	[°C]	...	teplota krve
ϑ_i	[°C]	...	teplota indikátoru
t	[s]	...	čas
t_m	[s]	...	celkový čas měření
ρ_b	[kg·m ⁻³]	...	hustota krve
ρ_i	[kg·m ⁻³]	...	hustota indikátoru
c_b	[J·kg ⁻¹ ·K ⁻¹]	...	měrná tepelná kapacita krve

c_i	$[J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}]$...	měrná tepelná kapacita indikátoru
k	$[-]$...	korekční faktor katétru

Teplota krve ϑ_b je měřena pomocí termistoru v plicnici před vstříknutím roztoku. Teplota indikátoru ϑ_i musí být známá a bývá měřena dalším termistorem vně katétru. Pomocí injekční stříkačky se do proximálního vstupu katétru vstříkne plynule $V_i = 10$ ml indikátoru.

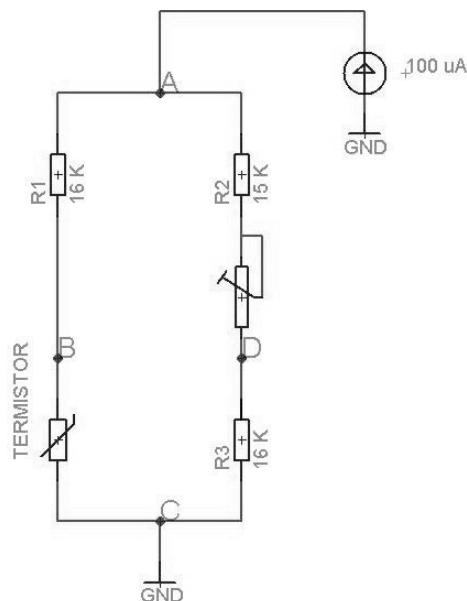


Obrázek 1: Termodiluční křivka zobrazující normální minutový objem.

Měřicím okruhem protéká voda poháněna odstředivým čerpadlem s vodotěsným synchronním motorem. Sací výkon čerpadla lze podle potřeby snadno a přesně nastavit regulátorem toku. Voda z čerpadla dále protéká hadicí o vnitřním průměru 12 mm, kde je umístěn termistor v katétru. Po měření se voda vrací opět do plastové nádoby s čerpadlem. Katétr je propojovacími kabely zapojen do desky s měřicím můstkem, která je uložena na nepájivém poli NI Elvis, které zajišťuje napájení desky a přenos dat do počítače.

Metoda můstkového měření se uplatňuje k měření elektrického odporu a ten se dále převádí na napětí. Můstek se obvykle skládá ze dvou větví připojených na stejnosměrný napájecí zdroj. Tyto větve se chovají jako děliče napětí. Proud protékající měřidlem je úměrný rozdílu potenciálů obou děličů. V případě že je můstek vyvážen, je poměr rezistorů ve větvích stejný. Zapojení odporů a termistoru do můstku se také nazývá jako Wheatstoneův můstek.

Při použití vyváženého můstku mezi uzly B a D neteče žádný proud (nebo je mezi oběma body nulové napětí). Tato metoda se také nazývá nulová metoda. Vyvážení můstku se dá provést měnitelným odporem (např. trimrem) tak, aby hodnota měnitelného odporu byla stejná s hodnotou termistoru zapojeného v úhlopříčce.



Obrázek 2: Schéma měřicího můstku.

Na Wheatstoneově můstku dochází k měření výchylek napětí od nuly. Pokud je můstek jako v tomto případě napájen stejnosměrným proudem ($I = 100 \mu\text{A}$), napětí mezi uzly B a D lze dopočítat dle vztahu:

$$U_{BD} = -I \frac{R(R_T(t) - R)}{R_T(t) + 3R} \quad (2)$$

kde I je hodnota zdroje proudu,

R_T je odpor termistoru [Ω],

R je odpor rezistorů v můstku ($R = R_1 = R_2 = R_3$).

V tomto vztahu se neobejdeme bez znalosti hodnoty odporu termistoru R_T zapojeného v měřicím můstku. Odpor termistoru je dále třeba znát, chceme-li dopočítat teplotu změřenou termistorem v katétu podle vztahu:

$$t = \frac{1}{A + B \ln(R_T) + C (\ln(R_T))^3} - 273,15; \quad (3)$$

kde t je teplota [$^{\circ}\text{C}$],

R_T je odpor termistoru [Ω],

A, B, C jsou materiálové konstanty termistoru.

Pro použitý termistor v katétu odpovídají konstanty:

$$A = -0,1054 \cdot 10^{-3},$$

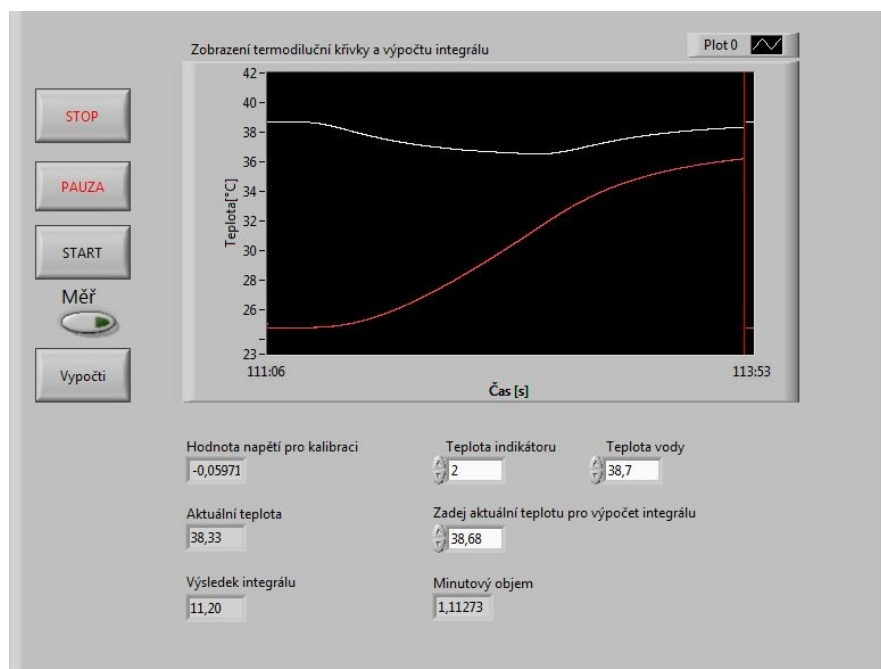
$$B = 3,8238 \cdot 10^{-4},$$

$$C = -3,6703 \cdot 10^{-7}.$$

Pro tuto úlohu převod na konečnou teplotu zajišťuje program Labview, ve kterém se zobrazují výsledky měření.

1.6 Popis software

Software je vytvořen v prostředí Labview, je určen pro zobrazení a zpracování termodiluční křivky. Po spuštění programu se automaticky objeví úvodní okno. Toto okno vybízí k vybrání měřicího kanálu na zařízení NI ELVIS II. Za měřicí kanál se vždy považuje ten kanál, do kterého vedou vodiče výstupního signálu a GND z měřicího hardware. Po zvolení měřicího zařízení a příslušného měřicího kanálu, je aplikace přepnuta do hlavní nabídky, která umožňuje ovládat měření. Po stisku tlačítka *Start*, je nabídnuto rozhodovací okno, zda opravdu chceme měřit. Potvrzením se přechází k možnosti měření a zpracování signálu. Při stisku tlačítka *Měř* se začnou načítat data z měřicí karty a zobrazovat v podobě teplotní křivky. Paralelně s teplotní křivkou je zobrazována také křivka integrálu. Jakmile proběhne uspokojivé měření, je možno měření pozastavit a následně vyhodnotit minutový objemový průtok. Přepočet je možno provést pouze stisknutím tlačítka *Vypočti*. Hodnota minutového objemu je zobrazena bezprostředně po stisku tohoto tlačítka.



Obrázek 3: Zobrazení okna čelního panelu.

Na čelním panelu se nacházejí tlačítka pro ovládání programu:

- **STOP** – vypne program a automaticky uloží naměřená data zadanou cestou.
- **PAUZA** – pozastaví měření; měření pak lze opět spustit tlačítkem *Měř*.
- **START** – vygeneruje okno s hláškou „Přejete si začít měření?“, začátek měření lze potvrdit tlačítkem OK nebo lze měření opustit tlačítkem Cancel.
- **Měř** – tlačítko spustí měření, vykresluje se zaznamenávání teploty v měřicím systému.
- **Vypočti** – po stlačení tlačítka dojde k výpočtu minutového objemu. K výpočtu je potřeba znát výsledek integrálu a zadat teploty indikátoru a vody.

Pro správný výpočet integrálu je třeba zadat aktuální teplotu a to tak, aby zadávaná teplota byla o cca jednu desetinu menší než teplota naměřená.

Dále se na čelním panelu nacházejí indikátory:

- **Hodnota napětí pro kalibraci** – zobrazuje hodnotu napětí. Při kalibraci by tato hodnota měla být nulová.

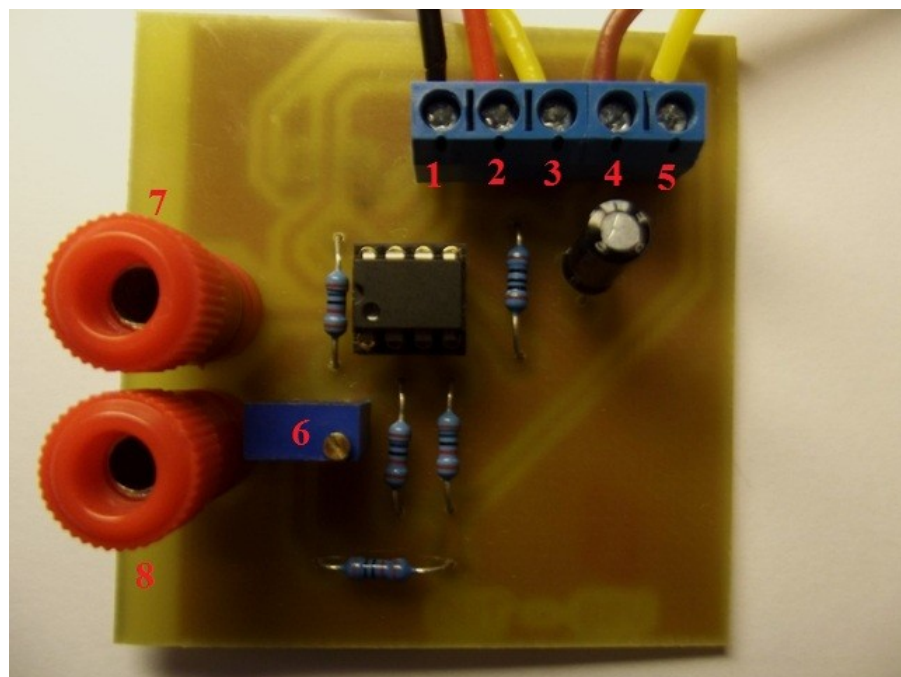
- Aktuální teplota – zobrazuje aktuální měřenou teplotu.
- Výsledek integrálu – zobrazuje hodnotu vypočteného integrálu.
- Minutový objem – po zadání teplot indikátoru, vody a výpočtu integrálu, stisku tlačítka Vypočti, zobrazí měřený minutový objem.

1.7 Pracovní postup

1.7.1 Kalibrace měřicího můstku

Aby měřicí můstek pracoval správně a výsledky byly co nejpřesnější, je třeba Wheatstoneův můstek vyvážit. Vyvážení můstku poznáte tak, že napětí na výstupu je rovno nule. Hodnota napětí se zobrazí v Labview.

1. Vložte desku s měřicím můstkem do nepájivého pole NI Elvis, připojte napájení desky a výstupní signál podle Obrázek 4: Deska s měřicím můstkem.“ k NI Elvis.



Obrázek 4: Deska s měřicím můstkem.

Čísla 1 až 3 označují napájení desky a zem:

- 1: + 15 V.
- 2: - 15 V.
- 3: GND.

Příslušné vodiče propojte s příslušnými zdírkami na nepájivém poli (v levém dolním rohu).

Čísla 4 a 5 označují výstupní signál a zem:

- 4: výstupní signál.
- 5: GND.

Příslušné vodiče propojte s příslušnými zdírkami na nepájivém poli (v levém horním rohu).

2. Zapněte počítač a nepájivé pole, pak propojte NI Elvis pomocí USB kabelu s počítačem, kde spusťte program Labview.

3. Do zdírek (označené čísla 7 a 8) na desce s měřicím můstkem zapojte odpor 16 k Ω pomocí propojovacích kabelů.
4. Spusťte měření v programu Labview a měňte malým šroubovákem odpor na trimru (označený číslem 6) tak, aby napětí na můstku bylo nula.
5. Po vyvážení můstku odpojte 16 k Ω odpor a místo něj do desky měřicího můstku připojte katétr.

1.7.2 Zapojení měřicího řetězce

Když máte můstek vyvážený, zapojte měřicí řetězec, ve kterém budete simulovat termodiluční metodu.

1. Odlijte studenou vodu do termosky a přidejte led, tím vytvoříte indikátor. Indikátor by měl mít teplotu 0 – 5°C. Teplotu indikátoru můžete ověřit vložením lumen katétru s termistorem a zobrazením v Labview. Teplotu indikátoru si poznačte do příslušné tabulky.
2. Na jednu ze stran plastové nádoby přisajte čerpadlo a nastavte maximální průtok.
3. Na čerpadlo vložte hadici, která povede z plastové nádoby a poté zpět do nádoby.
4. Do části hadice, která vede mimo plastovou nádobu, vložte lumen katétru s termistorem.
5. Nádobu dostatečně naplňte vodou o teplotě 36 – 40 °C, aby bylo zcela čerpadlo ponořené. Počítejte s teplotními ztrátami. V případě delšího měření, dolijte do nádoby teplou vodu, aby teplota zůstala co možná nejstálější. Teplotu v přípravku si poznačte do příslušné tabulky.

Tabulka 1: Teplota indikátoru a vody v přípravku.

Teplota indikátoru [°C]	
Teplota vody [°C]	

1.7.3 Změření termodiluční křivky a srdečního objemu pomocí Labview

Jakmile máte připravený celý měřicí řetězec, můžete začít s měřením termodiluční křivky.

1. Natáhněte 10 ml studeného indikátoru do stříkačky.
2. Spusťte program Labview a zkontrolujte, zda se teplota v přípravku nemění, je konstantní v rozmezí teplot 36 – 40°C.
3. Vstříkněte objem celé stříkačky do příslušného lumen katétru. Stříkačku stlačujte co možná nejrychleji, konstantní silou. Vstříknutí by mělo trvat 2 – 4 sekundy.
4. Výslednou termodiluční křivku uložte jako obrázek pomocí klávesy PrintScreen a zapište si výsledný objem do tabulky.
5. Měření opakujte 3x a spočítejte průměr výsledného minutového objemu. V případě špatně vstříknutého indikátoru, nepěkné termodiluční křivky, měření opakujte.
6. Výsledky měření lze uložit pro další zpracování, k vypracování této úlohy uložená data nepotřebujete. V případě uložení, přepište příponu souboru na txt.

Tabulka 2: Výsledný minutový objem.

Měření	Minutový objem [l/min]
1.	
2.	
3.	
Průměr	

1.7.4 Ověření přesnosti měření

Abyste věděli, že hodnoty zobrazené v programu Labview jsou skutečné, ověřte přesnost měření.

Konec hadice, kterou se voda vrací zpět do nádoby, vytáhněte a vložte do odměrky.

Zapněte čerpadlo a odlévejte vodu do odměrky.

Poznačte si objem a čas do tabulky.

Měření opakujte 5x.

Spočítejte hodnoty minutových objemů a hodnoty zprůměrujte.

Porovnejte hodnotu zobrazenou v Labview a naměřenou odléváním vody.

V případě dostatku času opakujte celé měření pro různá nastavení průtoku čerpadla.

Tabulka 3: Ověření správnosti měření.

Měření	Objem [l]	Čas[min]	Minutový objem [l/min]
1.			
2.			
3.			
4.			
5.			
Průměr	-----	-----	

1.8 Výsledky

Do výsledků vložte:

- tabulku výsledného minutového objemu,
- tabulku ověření správnosti měření,
- obrázek změřené termodiluční křivky,
- odpovědi na kontrolní otázky.

1.9 Kontrolní otázky

1. Jaké vlivy působí na výsledek srdečního výdeje?
2. Jaký je význam znalosti srdečního výdeje?
3. Kolik lumen má katétr a k čemu jsou určeny?
4. Co je to korekční faktor katétru?
5. Pokud na můstku naměříte napětí $U = 72,9 \text{ mV}$, jaká bude výsledná teplota pro tento katétr?

1 Cardiac Volume Measurement

1.1 Target task

Through this laboratory task, you will learn to:

- measure cardiac volume using thermodilution method,
- understand the function of the Wheatstone bridge,
- know what Swan-Ganz catheter is and what are its functions.

1.2 Task

1. Calibrate measuring bridge.
2. Connect the measuring chain.
3. Measure the thermodilution curve and determine cardiac output using Labview.
4. Verify the accuracy of the measurements.

1.3 Fundamental knowledge

Preparation required, please study:

- PENHAKER, M., TIEFENBACH, P., IMRAMOVSKÝ, M., KOBZA, F.: Lékařské diagnostické přístroje - učební texty. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Ostrava 2004 ISBN: 80-248-0751-3, 9. kapitola.
- MALINOVÁ, N: Laboratorní úloha pro měření srdečního objemu. Ostrava: VŠB-TU Ostrava. Fakulta elektrotechniky a informatiky. Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. 2013. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Augustynek.

Focus your attention on the following topics:

- what affects the measurement of cardiac output,
- what are other methods of measuring cardiac output,
- description of the Wheatstone bridge function.

1.4 Used equipment

- PC programme Labview
- NI Elvis with plate circuit board
- Swan-Ganz catheter CritiCath Flow-Directed SP5507
- hypodermic syringe
- pump SICCE Micra
- plastic container
- hoses – inside diameter 12 mm
- thermos filled by ice water (indicator)
- resistance 16 k Ω

1.5 Theoretical analysis

Cardiac output is the amount of blood ejected the left (or right) chamber during one minute in a large (or small) circulation. Cardiac output of right ventricle and left ventricle is considered to be identical, although the cardiac output of left ventricle is actually 0,9 – 1,4 % higher, which is caused by bronchial circulation. Normal values are between 4,0 – 8,0 l/min.

Measurement of cardiac output has become an important part of care for patients in critical condition in the last twenty years. Cardiac output is probably the most significant of global hemodynamic parameters, its knowledge is used to assess the overall cardiovascular system and it is necessary to determine the size of the stroke volume, oxygen delivery to tissues, systemic and pulmonary vascular resistance. Generally, decrease in cardiac output at half the normal value may be life-threatening, decrease in cardiac index to less than 1,0 l/min/m² is not compatible with life. For critically ill patients, who are often characterized by hypermetabolism decrease in cardiac index values at 2 – 3 l/min/m² may already be life-threatening. Despite the facts above, it is clear that the interpretation of one isolated hemodynamic parameter may be misleading, and therefore it is necessary to interpret the data obtained by measuring cardiac output always in relation to other hemodynamic parameters.

The most common technique of measuring cardiac output by thermodilution technique is using a pulmonary artery catheter. Known amount of cold solution of known temperature is applied as a bolus into the central venous system. Thermistor placed in a pulmonary (using the pulmonary artery catheter) or femoral artery (in the transpulmonary thermodilution technique) measures the change in temperature over time.

Size cardiac output is calculated from the area under the curve of temperature, large temperature change corresponds to low cardiac output and conversely. The measured values of cardiac output are against techniques using colour indicator by about 5 – 10 % overvalued (leads to heat loss in the catheter, myocardial and vascular wall). Alternatively, bolus administration of the cold solution may be replaced by a special pulmonary artery catheter of termofilamentem which is periodically heated. This system allows virtually continuous monitoring of cardiac output size.

The dependence of temperature on time $\vartheta(t)$ at the point of measurement is called the thermodilution curve. Average cardiac output can be calculated with the knowledge according to the relationship:

$$CO = 60 \cdot k \cdot \frac{\rho_i c_i}{\rho_b c_b} \cdot \frac{V_i(\vartheta_b - \vartheta_i)}{\frac{1}{t_m} \int_0^{t_m} (\vartheta_b - \vartheta(t)) dt} \quad (1)$$

where:

CO	[l/min]	...	cardiac output
ϑ	[°C]	...	temperature at the measurement
ϑ_b	[°C]	...	temperature of blood
ϑ_i	[°C]	...	temperature indicator
t	[s]	...	time
t_m	[s]	...	total measurement time
ρ_b	[kg·m ⁻³]	...	density of blood
ρ_i	[kg·m ⁻³]	...	density indicator
c_b	[J·kg ⁻¹ ·K ⁻¹]	...	specific heat capacity of blood

c_i [J·kg⁻¹·K⁻¹] ... specific heat capacity of indicator
 k [-] ... correction factor catheter (for 10 ml ice-cold solution is 0,566)

Blood temperature ϑ_b is measured by a thermistor in the pulmonary artery before injecting the solution. Temperature of indicator ϑ_i must be known and is measured by another thermistor catheter outside. Using a syringe into the proximal catheter injected continuously $V_i = 10$ ml indicator.

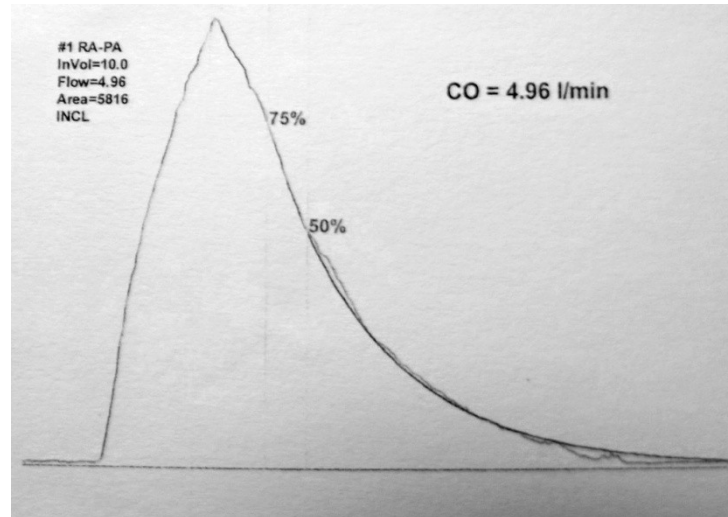


Figure 1: Thermodilution curve showing normal cardiac output.

Water flows through the measuring circuit driven by centrifugal pump with waterproof synchronous motor. Suction pump output if necessary can be easily and precisely adjusted by the flow of regulator. Water from the pump then flows through a hose with an inside diameter of 12 mm, where the catheter is placed. After measuring the water returns again into a plastic container with a pump. The catheter is connected to the connecting cables board with a measuring bridge, which is stored on the solder NI Elvis, which provides power to board and transfer data to computer..

Method of measuring bridge is applied to the measurement of electrical resistance and it is converted to voltage. The bridge typically consists of two branches connected to a DC power source. These branches act as a voltage divider. The current flowing through the meter is proportional to the potential difference of the two dividers. In case the bridge is balanced, the ratio of resistors in the branches is the same. Connection of resistance and thermistor in the bridge is also known as a Wheatstone bridge.

When using a balanced bridge between nodes B and D, there is no current flowing (or between the two points of zero voltage). This method is also called the zero method. Balance of bridge can be made by variable resistance (eg trimmer) so that the value of transformable resistance was equal to the value of a thermistor connected in diagonal.

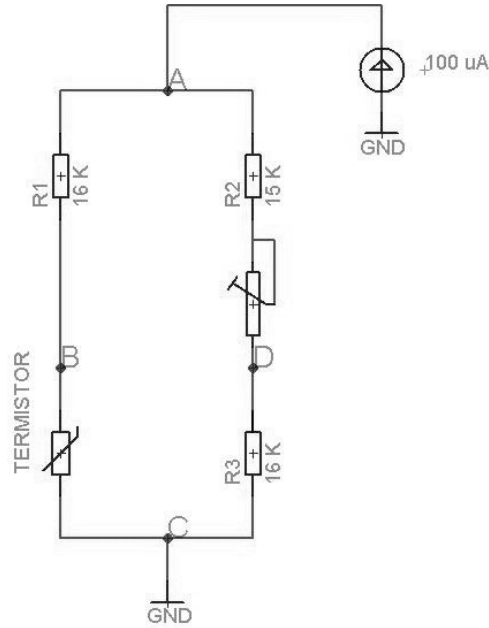


Figure 2: Diagram of the measuring bridge.

The Wheatstone bridge measures the deflection voltage from zero. If the bridge is powered by DC current as in this case, ($I = 100 \mu A$), the voltage between nodes B and D can be calculated by using the formula:

$$U_{BD} = -I \frac{R(R_T(t) - R)}{R_T(t) + 3R} \quad (2)$$

Where I the value of current source,

R_T the resistance of the thermistor [Ω],

R the resistance of the resistors in the bridge ($R = R_1 = R_2 = R_3$).

In this formula we cannot do without the knowledge of the thermistor resistance R_T connected in the measuring bridge. Thermistor resistance is also necessary to know if we want to calculate the temperature measured by a thermistor in the catheter according to the formula:

$$t = \frac{1}{A + B \ln(R_T) + C(\ln(R_T))^3} - 273,15; \quad (3)$$

where t the temperature [$^{\circ}C$],

R_T the resistance of the thermistor [Ω],

A, B, C are material constants thermistor.

The thermistor used in catheter corresponds to constant:

$$A = -0,1054 \text{ e}^{-3},$$

$$B = 3,8238 \text{ e}^{-4},$$

$$C = -3,6703 \text{ e}^{-7}.$$

For this task, transfer to the final temperature ensures Labview program, which displays the measurement results.

1.6 Description of the software

Software is developed in Labview and is used for displaying and processing thermodilution curves. After starting the program will automatically start window. This window invites you to select the measurement channel to the device NI ELVIS II. For measuring channel is always considered as the channel in which the lead wires output signal and GND of the measurement hardware. After selecting the measuring equipment and the measurement channel is switched to the main application menu that allows you to control measurements. After pressing the *Start* is offered to decision box asking if you want to measure. Confirmation is transferred to the possibility of measurement and signal processing. When you press the measure button *Měř* to start to download data from the measuring card and displayed in the form of temperature curve. In parallel with the temperature curve is also shown curve integral. Once the measurements will be satisfactory, it is possible to measure pause and then evaluate flow rate. The conversion can be done only by pressing button *Vypočti*. The value of cardiac output is displayed immediately after you press this button.

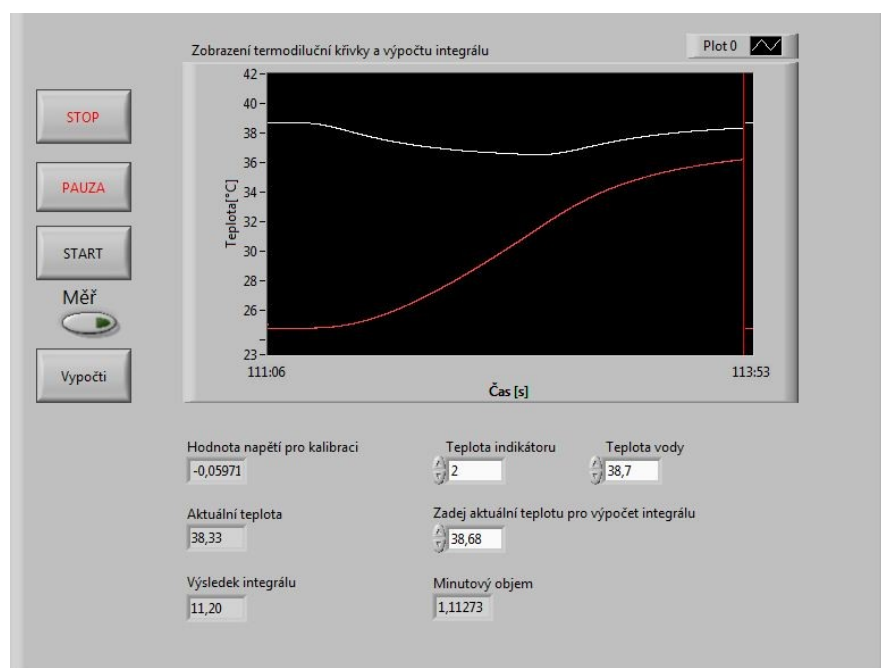


Figure 3: Display window of the front panel.

On the front panel are buttons for controlling the software:

- **STOP** – off program and automatically saves the measured data specified path.
- **PAUZA** – suspended measurements; measurements can then restart button *Měř*.
- **START** – generates a window with message „Přejete si začít měření?“, the beginning of measurement can be confirmed using *OK* or you can leave the measurement button *Cancel*.
- **Měř** – to start the measurement, recording plots the temperature of the measuring system.
- **Vypočti** – after pressing the button, the calculation of cardiac output. For calculation is necessary to know the result of the integral and enter a temperature indicator and water.

To calculate the integral need to enter the actual temperature and so that the entered temperature was about one tenth lower than temperature measured.

Furthermore, the front panel indicators are:

- The voltage calibration – shows voltage value. During calibration, this value should zero.
- Actually temperature – shows the actual measured temperature.
- The result of the integral – displays the calculated integral.
- Cardiac output – after entering temperature indicator, water and calculating the integral, pressing button *Vypočti*, displays the measured cardiac output.

1.7 Workflow

1.7.1 Calibration of the measuring bridge

If we want the meter bridge working correctly and the results being as accurate as possible, it is necessary to balance the Wheatstone bridge. Balancing of the bridge can be recognized when the output voltage is equal to zero. The voltage value is displayed in Labview.

1. Turn on the computer and solder field, then connect the NI Elvis with USB cable to the computer and start Labview program.
2. Insert the board with measuring bridge to solder field NI Elvis, and connect the power supply board and the output signal as shown in Obrázek 4: Deska s měřicím můstkem.“ to NI Elvis.

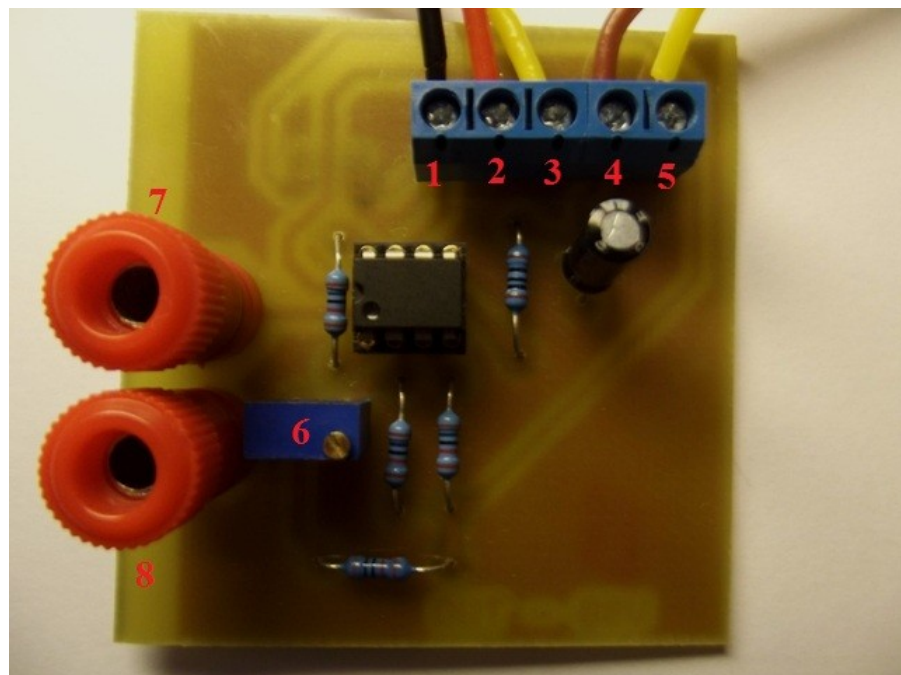


Figure 4: Board with measuring bridge.

Numbers 1-3 indicate the power panel and ground:

- 1: + 15 V.
- 2: - 15 V.
- 3: GND.

Relevant wires connect with the holes on the solder field (lower left corner).

Numbers 4 and 5 indicate the output signal and ground:

4: output signal.

5: GND.

Relevant wires connect with the holes on the solder field (top left corner).

3. Plug resistor 16 k Ω using cables to sockets (numbered 7 and 8) on the board with a measuring bridge
4. Start the measuring in programme in Labview and use small screwdriver to replace the trimmer resistor (labeled 6) so that the voltage on the bridge was zero or the temperature was 33,28°C.
5. After balancing the bridge disconnect the resistor 16 k Ω and place the catheter in the measuring bridge board instead.

1.7.2 Connection of the measuring chain

When you have a balanced bridge, connect the measuring chain, which will simulate the thermodilution method.

1. Pour cold water into the thermos and add ice, thereby creating indicator. The indicator should be at 0 – 5°C. Check the temperature indicator by inserting lumen catheter with a thermistor and display in Labview. Write down the temperature of indicator in the chart.
2. On one side of plastic container attach the pump and adjust the flow medium.
3. Insert hose to the pump that leads from the plastic container and then back into the vessel.
4. Insert lumen catheter with a thermistor to the hose that leads out of plastic container,
5. Fill the container with enough water at 36 – 40 °C so that pump is completely submerged. Take into account thermal losses. For long measurement refill the container with warm water so that the temperature remains as stable as possible. The water temperature in the preparation write down in the chart.

Table 1: Temperature of indicator and water in the preparation.

Temperature of indicator [°C]	
Temperature of water [°C]	

1.7.3 Measuring the thermodilution curve and cardiac volume using Labview

Once you have prepared the entire measurement chain, you can start measuring the thermodilution curve.

1. Withdraw 10 ml of cold indicator into the syringe.
2. Run the Labview program and check if the temperature is constant in the temperature range of 36 – 40°C.
3. Inject volume of the syringe into the lumen of the catheter. Push the syringe as quickly as possible with constant force. Splashes should take 2-4 seconds.

4. The resulting thermodilution curve save as a picture by pressing the PrintScreen and write down the final volume to the chart.
5. Repeat the measurement 5 times and calculate the average of the resulting cardiac output. In the case of poorly injected indicator or bad thermodilution curve repeat the measurement.
6. The measurement results can be stored for further analysis, stored data is not required for this thesis. When saving the file, overwrite the file extension to txt.

Table 2: The final minute volume.

Measurement	Minute volume [l/min]
1.	
2.	
3.	
Average	

1.7.4 Verification of measurement accuracy

To know that values displayed in Labview are real, verify accuracy.

1. Remove the end of hose, in which the water returns back into the container, and place it in a measuring cup.
2. Turn on the pump and cast water into a measuring cup.
3. Write down the volume and time to the chart.
4. Repeat the measurement 5x.
5. Calculate the value of minute volumes and average the values.
6. Compare the value displayed in Labview and measured pouring water.
7. If you have enough time, repeat the measurements for different pump flow settings.

Table 3: Verification of measurement accuracy.

Measurement	Volume [l]	Time[min]	Minute volume [l/min]
1.			
2.			
3.			
Average	-----	-----	

1.8 Results

Insert:

- chart of resulting cardiac output,
- chart of verified accuracy of measurement,
- the image measured by thermodilution curve,
- answers to review questions.

1.9 Review questions

1. What influences affect the outcome of cardiac output?
2. What is the importance of proficiency in cardiac output?
3. How many lumens does catheter have and what are they for?
4. What is the correction factor for catheter?
5. If the bridge shall measure voltage $U = 72,9 \text{ mV}$, what will the final temperature of catheter be?

1 Měření srdečního objemu

1.1 Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy se naučíte:

- měřit srdeční objem pomocí termodiluční metody
- pochopit funkci Wheatstoneova můstku
- poznáte, co je to a jak je a jaké funkce má Swanův-Ganzův katétr

1.2 Zadání

1. Zkalibrujte měřicí můstek.
2. Zapojte měřicí řetězec.
3. Změřte termodiluční křivku a zjistěte minutový srdeční objem pomocí Labview.
4. Ověřte přesnost měření.

1.3 Předpokládané znalosti

Pro tuto úlohu se vyžaduje nastudování:

- PENHAKER, M., TIEFENBACH, P., IMRAMOVSKÝ, M., KOBZA, F.: Lékařské diagnostické přístroje - učební texty. VŠB - Technická univerzita Ostrava, Ostrava 2004 ISBN: 80-248-0751-3, 9. kapitola.
- MALINOVÁ, N: Laboratorní úloha pro měření srdečního objemu. Ostrava: VŠB-TU Ostrava. Fakulta elektrotechniky a informatiky. Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství. 2013. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Augustynek.

Zaměřte svoji pozornost na následující témata:

- co ovlivňuje měření srdečního výdeje,
- jaké existují další metody měření srdečního výdeje,
- popis funkce Wheatstoneova můstku.

1.4 Použité vybavení

- PC s programem Labview
- NI Elvis s přiloženou deskou měřicího můstku
- Swanův-Ganzův katétr CritiCath Flow-Directed SP5507
- injekční stříkačka
- čerpadlo SICCE Micra
- plastová nádoba
- hadice – vnitřní průměr 12 mm
- termoska naplněná vodou s ledem (indikátor)
- odpor 16 k Ω

1.5 Teoretický rozbor

Minutový srdeční výdej představuje množství krve vypuzené levou (resp. pravou) komorou během jedné minuty do velkého (resp. malého) oběhu. Minutový srdeční výdej pravé komory a levé komory se považuje za identický, i když je ve skutečnosti minutový srdeční výdej levé komory vyšší minimálně o 0,9 – 1,4 %, což je vyvoláno bronchiální cirkulací. Normální hodnoty se pohybují mezi 4,0 – 8,0 l/min.

Měření srdečního výdeje se v posledních dvaceti letech stalo významnou součástí péče o nemocné v kritickém stavu. Srdeční výdej je pravděpodobně nejvýznamnější z globálních hemodynamických parametrů, jeho znalost slouží k celkovému posouzení kardiovaskulárního systému a je nezbytná ke stanovení velikosti tepového objemu, dodávky kyslíku tkáním, systémové i plicní vaskulární rezistence. Obecně platí, že pokles srdečního výdeje na polovinu normální hodnoty může být život ohrožující, pokles srdečního indexu na hodnoty nižší než 1,0 l/min/m² není slučitelný se životem. U kriticky nemocných, kteří jsou často charakterizováni hypermetabolismem, může být již pokles srdečního indexu na hodnoty 2-3 l/min/m² život ohrožující. Přes výše uvedené je zřejmé, že izolovaná interpretace jednoho hemodynamického parametru může být zavádějící, a proto je nutné interpretovat údaje získané měřením srdečního výdeje vždy ve vztahu k ostatním hemodynamickým parametrům.

Nejrozšířenější technikou měření srdečního výdeje je termodiluční technika s využitím plicnicového katétru. Známé množství chladného roztoku o známé teplotě je aplikováno jako bolus do centrálního žilního systému. Termistorem umístěným v a. pulmonalis (při využití plicnicového katétru) nebo v a. femoralis (při technice tzv. transpulmonální termodiluce) měříme změny teploty v čase.

Velikost srdečního výdeje je kalkulována z velikosti plochy pod teplotní křivkou, velké teplotní změně odpovídá nízký srdeční výdej a naopak. Změřené hodnoty srdečního výdeje jsou proti technikám využívajícím barevného indikátoru cca o 5 – 10 % nadhodnoceny (dochází k tepelným ztrátám v katétru, myokardu a cévní stěně). Alternativou bolusového podávání chladného roztoku je použití speciálního plicnicového katétru z termofilamentem, které je v pravidelných intervalech ohříváno. Tento systém umožňuje prakticky kontinuální sledování velikosti srdečního výdeje.

Závislost teploty na čase $\vartheta(t)$ v místě měření nazýváme termodiluční křivkou. Průměrný minutový srdeční výdej lze s její znalostí vypočítat podle vztahu:

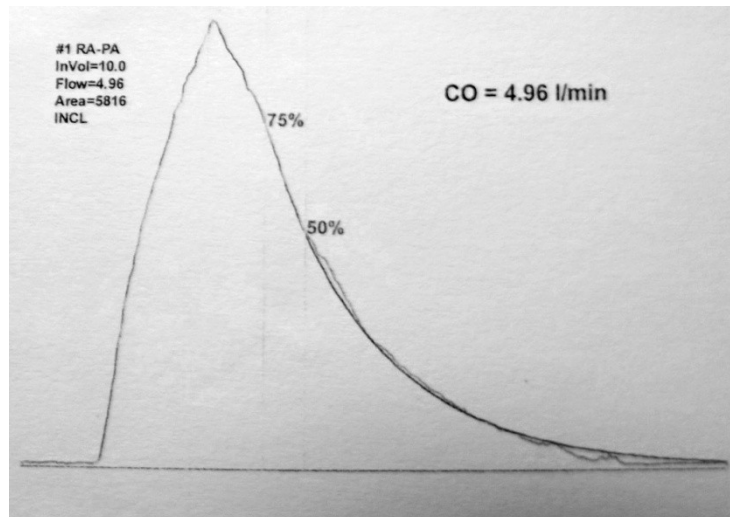
$$CO = 60 \cdot k \cdot \frac{\rho_i c_i}{\rho_b c_b} \cdot \frac{V_i(\vartheta_b - \vartheta_i)}{\frac{1}{t_m} \int_0^{t_m} (\vartheta_b - \vartheta(t)) dt} \quad (1)$$

kde:

CO	[l/min]	...	minutový srdeční výdej
ϑ	[°C]	...	teplota v místě měření
ϑ_b	[°C]	...	teplota krve
ϑ_i	[°C]	...	teplota indikátoru
t	[s]	...	čas
t_m	[s]	...	celkový čas měření
ρ_b	[kg·m ⁻³]	...	hustota krve
ρ_i	[kg·m ⁻³]	...	hustota indikátoru
c_b	[J·kg ⁻¹ ·K ⁻¹]	...	měrná tepelná kapacita krve

c_i $[J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}]$... měrná tepelná kapacita indikátoru
 k $[-]$... korekční faktor katétru (pro 10 ml ledového roztoku 0,566)

Teplota krve ϑ_b je měřena pomocí termistoru v plicnici před vstříknutím roztoku. Teplota indikátoru ϑ_i musí být známá a bývá měřena dalším termistorem vně katétru. Pomocí injekční stříkačky se do proximálního vstupu katétru vstříkne plynule $V_i = 10$ ml indikátoru.

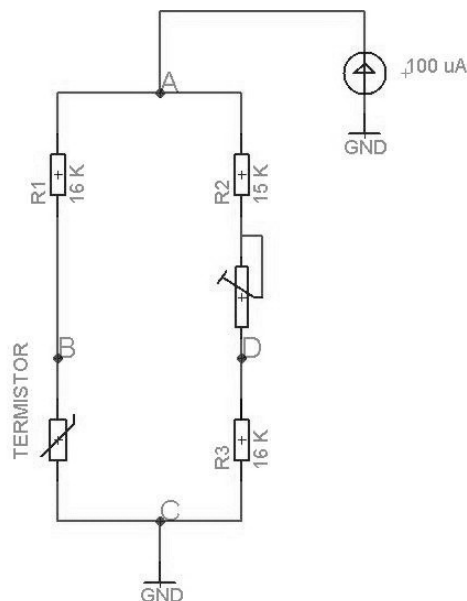


Obrázek 1: Termodiluční křivka zobrazující normální minutový objem.

Měřicím okruhem protéká voda poháněna odstředivým čerpadlem s vodotěsným synchronním motorem. Sací výkon čerpadla lze podle potřeby snadno a přesně nastavit regulátorem toku. Voda z čerpadla dále protéká hadicí o vnitřním průměru 12 mm, kde je umístěn termistor v katétru. Po měření se voda vrací opět do plastové nádoby s čerpadlem. Katétru je propojovacími kabely zapojen do desky s měřicím můstkem, která je uložena na nepájivém poli NI Elvis, které zajišťuje napájení desky a přenos dat do počítače.

Metoda můstkového měření se uplatňuje k měření elektrického odporu a ten se dále převádí na napětí. Můstek se obvykle skládá ze dvou větví připojených na stejnosměrný napájecí zdroj. Tyto větve se chovají jako děliče napětí. Proud protékající měřidlem je úměrný rozdílu potenciálů obou děličů. V případě že je můstek vyvážen, je poměr rezistorů ve větvích stejný. Zapojení odporů a termistoru do můstku se také nazývá jako Wheatstoneův můstek.

Při použití vyváženého můstku mezi uzly B a D neteče žádný proud (nebo je mezi oběma body nulové napětí). Tato metoda se také nazývá nulová metoda. Vyvážení můstku se dá provést měnitelným odporem (např. trimrem) tak, aby hodnota měnitelného odporu byla stejná s hodnotou termistoru zapojeného v úhlopříčce.



Obrázek 2: Schéma měřicího můstku.

Na Wheatstoneově můstku dochází k měření výchylek napětí od nuly. Pokud je můstek jako v tomto případě napájen stejnosměrným proudem ($I = 100 \mu\text{A}$), napětí mezi uzly B a D lze dopočítat dle vztahu:

$$U_{BD} = -I \frac{R(R_T(t) - R)}{R_T(t) + 3R} \quad (2)$$

kde I je hodnota zdroje proudu,

R_T je odpor termistoru [Ω],

R je odpor rezistorů v můstku ($R = R_1 = R_2 = R_3$).

V tomto vztahu se neobejdeme bez znalosti hodnoty odporu termistoru R_T zapojeného v měřicím můstku. Odpor termistoru je dále třeba znát, chceme-li dopočítat teplotu změřenou termistorem v katétu podle vztahu:

$$t = \frac{1}{A + B \ln(R_T) + C (\ln(R_T))^3} - 273,15; \quad (3)$$

kde t je teplota [$^{\circ}\text{C}$],

R_T je odpor termistoru [Ω],

A, B, C jsou materiálové konstanty termistoru.

Pro použitý termistor v katétu odpovídají konstanty:

$$A = -0,1054 \cdot 10^{-3},$$

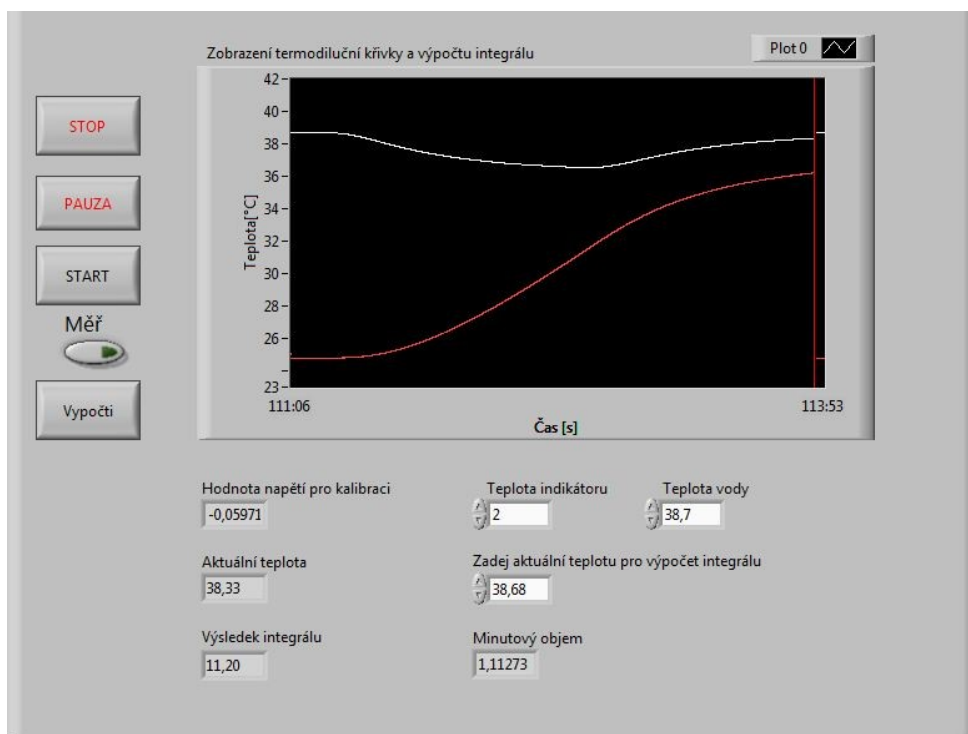
$$B = 3,8238 \cdot 10^{-4},$$

$$C = -3,6703 \cdot 10^{-7}.$$

Pro tuto úlohu převod na konečnou teplotu zajišťuje program Labview, ve kterém se zobrazují výsledky měření.

1.6 Popis software

Software je vytvořen v prostředí Labview, je určen pro zobrazení a zpracování termodiluční křivky. Po spuštění programu se automaticky objeví úvodní okno. Toto okno vybízí k vybrání měřicího kanálu na zařízení NI ELVIS II. Za měřicí kanál se vždy považuje ten kanál, do kterého vedou vodiče výstupního signálu a GND z měřicího hardware. Po zvolení měřicího zařízení a příslušného měřicího kanálu, je aplikace přepnuta do hlavní nabídky, která umožňuje ovládat měření. Po stisku tlačítka *Start*, je nabídnuto rozhodovací okno, zda opravdu chceme měřit. Potvrzením se přechází k možnosti měření a zpracování signálu. Při stisku tlačítka *Měř* se začnou načítat data z měřicí karty a zobrazovat v podobě teplotní křivky. Paralelně s teplotní křivkou je zobrazována také křivka integrálu. Jakmile proběhne uspokojivé měření, je možno měření pozastavit a následně vyhodnotit minutový objemový průtok. Přepočet je možno provést pouze stisknutím tlačítka *Vypočti*. Hodnota minutového objemu je zobrazena bezprostředně po stisku tohoto tlačítka.



Obrázek 3: Zobrazení okna čelního panelu.

Na čelním panelu se nacházejí tlačítka pro ovládání programu:

- **STOP** – vypne program a automaticky uloží naměřená data zadanou cestou.
- **PAUZA** – pozastaví měření; měření pak lze opět spustit tlačítkem *Měř*.
- **START** – vygeneruje okno s hláškou „Přejete si začít měření?“, začátek měření lze potvrdit tlačítkem OK nebo lze měření opustit tlačítkem Cancel.
- **Měř** – tlačítko spustí měření, vykresluje se zaznamenávání teploty v měřicím systému.
- **Vypočti** – po stlačení tlačítka dojde k výpočtu minutového objemu. K výpočtu je potřeba znát výsledek integrálu a zadat teploty indikátoru a vody.

Pro správný výpočet integrálu je třeba zadat aktuální teplotu a to tak, aby zadávaná teplota byla o cca jednu desetinu menší než teplota naměřená.

Dále se na čelním panelu nacházejí indikátory:

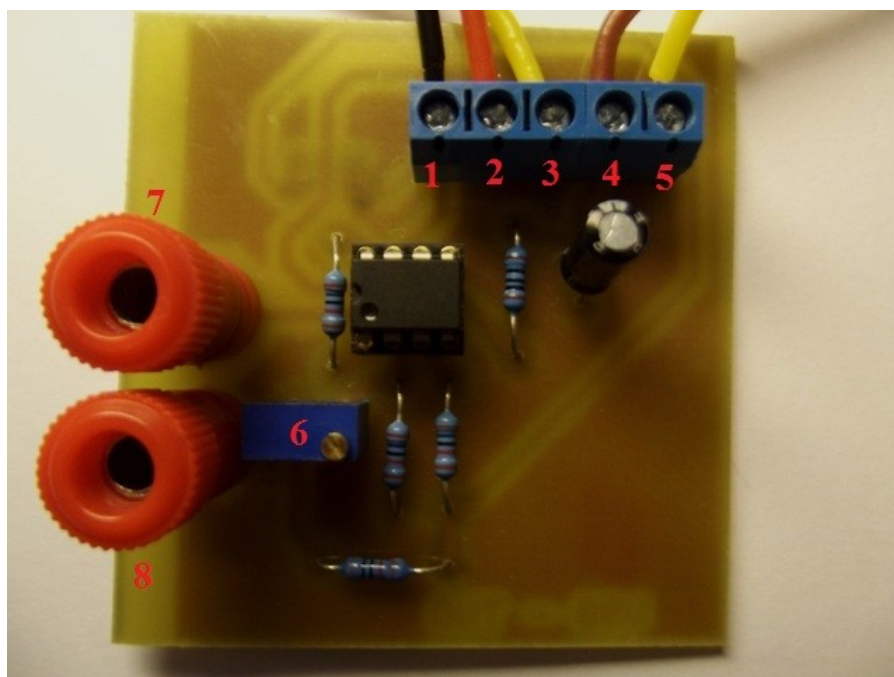
- Hodnota napětí pro kalibraci – zobrazuje hodnotu napětí. Při kalibraci by tato hodnota měla být nulová.
- Aktuální teplota – zobrazuje aktuální měřenou teplotu.
- Výsledek integrálu – zobrazuje hodnotu vypočteného integrálu.
- Minutový objem – po zadání teplot indikátoru, vody a výpočtu integrálu, stisku tlačítka Vypočti, zobrazí měřený minutový objem.

1.7 Pracovní postup

1.7.1 Kalibrace měřicího můstku

Aby měřicí můstek pracoval správně a výsledky byly co nejpřesnější, je třeba Wheatstoneův můstek vyvážit. Vyvážení můstku poznáte tak, že napětí na výstupu je rovno nule. Hodnota napětí se zobrazí v Labview.

1. Vložte desku s měřicím můstkem do nepájivého pole NI Elvis, připojte napájení desky a výstupní signál podle Obrázek 4: Deska s měřicím můstkem.“ k NI Elvis.



Obrázek 4: Deska s měřicím můstkem.

Čísla 1 až 3 označují napájení desky a zem:

- 1: + 15 V.
- 2: - 15 V.
- 3: GND.

Příslušné vodiče propojte s příslušnými zdírkami na nepájivém poli (v levém dolním rohu).

Čísla 4 a 5 označují výstupní signál a zem:

- 4: výstupní signál.
- 5: GND.

Příslušné vodiče propojte s příslušnými zdírkami na nepájivém poli (v levém horním rohu).

2. Zapněte počítač a nepájivé pole, pak propojte NI Elvis pomocí USB kabelu s počítačem, kde spustíte program Labview.
3. Do zdířek (označené čísla 7 a 8) na desce s měřicím můstkem zapojte odpor 16 k Ω pomocí propojovacích kabelů.
5. Spustíte měření v programu Labview a měňte malým šroubovákem odpor na trimru (označený číslem 6) tak, aby napětí na můstku bylo nula nebo teplota byla 33,28°C.
6. Po vyvážení můstku odpojte 16 k Ω odpor a místo něj do desky měřicího můstku připojte katétr.

1.7.2 Zapojení měřicího řetězce

Když máte můstek vyvážený, zapojte měřicí řetězec, ve kterém budete simulovat termodiluční metodu.

1. Odlijte studenou vodu do termosky a přidejte led, tím vytvoříte indikátor. Indikátor by měl mít teplotu 0 – 5°C. Teplotu indikátoru můžete ověřit vložením lumen katétru s termistorem a zobrazením v Labview. Teplotu indikátoru si poznačte do příslušné tabulky.
2. Na jednu ze stran plastové nádoby přisajte čerpadlo a nastavte maximální průtok.
7. Na čerpadlo vložte hadici, která povede z plastové nádoby a poté zpět do nádoby.
8. Do části hadice, která vede mimo plastovou nádobu, vložte lumen katétru s termistorem.
9. Nádobu dostatečně naplňte vodou o teplotě 36 – 40 °C, aby bylo zcela čerpadlo ponořené. Počítejte s teplotními ztrátami. V případě delšího měření, dolijte do nádoby teplou vodu, aby teplota zůstala co možná nejstálější. Teplotu v přípravku si poznačte do příslušné tabulky.

Tabulka 1: Teplota indikátoru a vody v přípravku.

Teplota indikátoru [°C]	
Teplota vody [°C]	

1.7.3 Změření termodiluční křivky a srdečního objemu pomocí Labview

Jakmile máte připravený celý měřicí řetězec, můžete začít s měřením termodiluční křivky.

1. Natáhněte 10 ml studeného indikátoru do stříkačky.
2. Spustíte program Labview a zkontrolujte, zda se teplota v přípravku nemění, je konstantní v rozmezí teplot 36 – 40°C.
10. Vstříkněte objem celé stříkačky do příslušného lumen katétru. Stříkačku stlačujte co možná nejrychleji, konstantní silou. Vstříknutí by mělo trvat 2 – 4 sekundy.
11. Výslednou termodiluční křivku uložte jako obrázek pomocí klávesy PrintScreen a запиšte si výsledný objem do tabulky.
12. Měření opakujte 3x a spočítejte průměr výsledného minutového objemu. V případě špatně vstříknutého indikátoru, nepřekné termodiluční křivky, měření opakujte.

13. Výsledky měření lze uložit pro další zpracování, k vypracování této úlohy uložená data nepotřebujete. V případě uložení, přepište příponu souboru na txt.

Tabulka 2: Výsledný minutový objem.

Měření	Minutový objem [l/min]
1.	
2.	
3.	
Průměr	

1.7.4 Ověření přesnosti měření

Abyste věděli, že hodnoty zobrazené v programu Labview jsou skutečné, ověřte přesnost měření.

1. Konec hadice, kterou se voda vrací zpět do nádoby, vytáhněte a vložte do odměrky.
2. Zapněte čerpadlo a odlévejte vodu do odměrky.
14. Poznačte si objem a čas do tabulky.
15. Měření opakujte 5x.
16. Spočítejte hodnoty minutových objemů a hodnoty zprůměrujte.
17. Porovnejte hodnotu zobrazenou v Labview a naměřenou odléváním vody.
18. V případě dostatku času opakujte celé měření pro různá nastavení průtoku čerpadla.

Tabulka 3: Ověření správnosti měření.

Měření	Objem [l]	Čas[min]	Minutový objem [l/min]
1.			
2.			
3.			
4.			
5.			
Průměr	-----	-----	

1.8 Výsledky

Tabulka 4: Výsledný minutový objem.

Měření	Minutový objem [l/min]
1.	1,20
2.	1,11
3.	1,05
Průměr	1,12

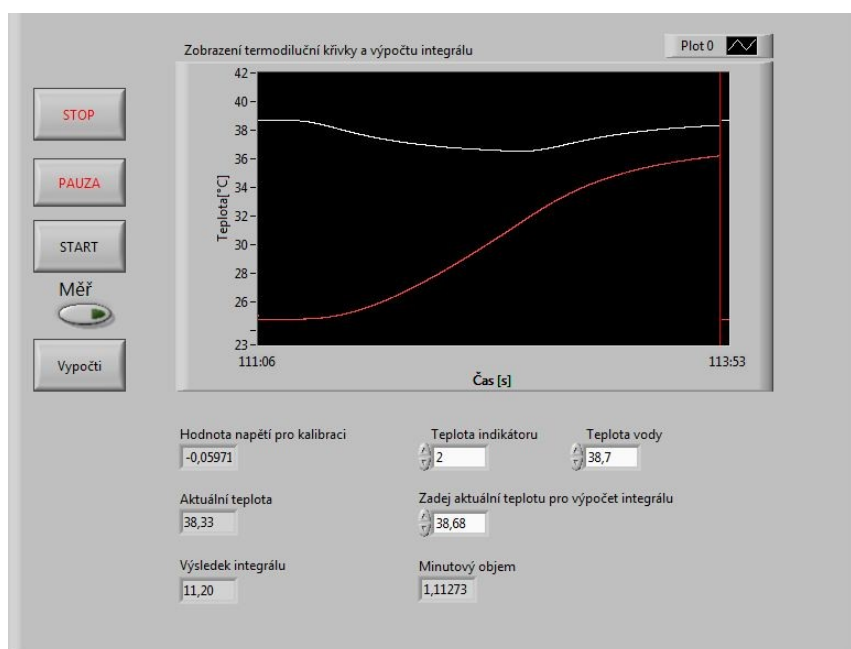
Tabulka 5: Ověření správnosti měření.

Měření	Objem [l]	Čas[min]	Minutový objem [l/min]
1	0,12	0,1	1,2
2	0,10	0,1	1,0
3	0,11	0,1	1,1
Průměr	-----	-----	1,1

Jelikož byl objem odebírán během 6 sekund, stačí odměřený objem vynásobit 10, aby bylo docíleno minutového objemu:

$$\text{Minutový objem 1. měření} = 0,12 \cdot 10 = 1,2 \text{ l/min}$$

Výsledek ze software byl určen jako 1,12 l/min, při ověřování správnosti měření byl vypočítán minutový objem jako 1,1 l/min, to znamená, že rozdíl měření a ověření je 20 ml.



Obrázek 5: Zobrazení čelního okna s naměřenými parametry

Bílá křivka zobrazuje výslednou termodynamickou křivku, červená představuje integrál. V grafu lze vidět, že při měření došlo k změně teploty o cca 1 °C.

1.9 Kontrolní otázky

1. Jaké vlivy působí na výsledek srdečního výdeje?

Velikost srdečního výdeje je za normálních okolností dána věkem, pohlavím, velikostí jedince, polohou těla a především okamžitou velikostí metabolismu a potřebou kyslíku pro tkáň.

2. Jaký je význam znalosti srdečního výdeje?

Patofyziologický aspekt – srdeční výdej patří mezi hlavní ukazatele velikosti dodávky kyslíku tkáním a představuje hlavní determinantu hodnoty středního arteriálního tlaku.

Diagnostický aspekt – změny srdečního výdeje jsou charakteristické pro určité patologické stavy.

Terapeutický aspekt – znalost velikosti srdečního výdeje významně ovlivňuje taktiku léčby kriticky nemocných, poskytuje informace o účinnosti terapie.

3. Kolik lumen má katétr a k čemu jsou určeny?

Katétr obsahuje celkem 4 lumen:

- Distální PA lumen – používá se k měření tlaku v plicnici a tlaku v zaklínění plicnice, dále pro odběry vzorků smíšené žilní krve.
- Proximální CVP lumen – slouží pro aplikaci ledového roztoku do pravé síně, pro měření tlaku v pravé srdeční síni nebo centrálního žilního tlaku a pro aplikaci roztoků.
- Balónkové lumen – slouží k naplnění nebo vyprázdnění obturačního balónku pro usnadnění jeho zavedení a měření tlaku v zaklínění plicnice. Obsah balónku je 1,5 ml vzduchu.
- Termistorové lumen – umožňuje vypočítat srdeční výdej a měřit teplotu krve v plicnici.

4. Co je to korekční faktor katétru?

Korekční faktor k je udáván výrobcem katétru a zohledňuje ohřátí indikátoru, ke kterému dojde při cestě katétrem, zahříváním okolo proudící krví. Jeho hodnota se pohybuje v rozmezí 0,5 – 0,9, podle druhu materiálu, z něž je katétr vyroben, tloušťky stěn a vnitřního průměru.

5. Pokud na můstku naměříte napětí $U = 72,9$ mV, jaká bude výsledná teplota pro tento katétr?

Výsledná teplota bude $38,5^{\circ}\text{C}$ podle vztahů:

$$R_T = \frac{I \cdot R^2 - U \cdot 3R}{U + R \cdot I} = \frac{0,0001 \cdot 16000^2 - 0,0729 \cdot 3 \cdot 16000}{0,0729 + 16000 \cdot 0,0001} = \frac{25600 - 3499,2}{1,6729} = 13\,211\, \Omega = 13,2\, \text{k}\Omega$$

$$t = \frac{1}{A + B \ln(R_T) + C (\ln(R_T))^3} - 273,15$$

$$t = \frac{1}{-0,1054 \cdot 10^{-3} + 3,8238 \cdot 10^{-4} \ln(13211) + (-3,6703 \cdot 10^{-7}) \cdot (\ln(13211))^3} - 273,15$$

$$t = \frac{1}{-0,1054 \cdot 10^{-3} + 3,628 \cdot 10^{-3} + (-3,1357 \cdot 10^{-4})} - 273,15 = 38,5^{\circ}\text{C}$$